



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID**  
*Escuela Técnica Superior de Ingenieros en  
Topografía, Geodesia y Cartografía*

**Trabajo Fin de Máster**

# **DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS LÁSER ESCÁNER 3D**

**Alumno:** **Adrián Martínez Fernández**

**Tutora:** **Dr. Mercedes Farjas Abadía**

**Empresa colaboradora:** **Topoingeo S.L.**

**Febrero 2015**



## **Índice**

1.	INTRODUCCIÓN .....	5
2.	CONTEXTO .....	6
2.1.	Justificación .....	6
2.2.	Prótesis ortopédicas.....	8
2.2.1.	Antecedentes .....	8
2.2.2.	Estado del arte .....	13
3.	ANÁLISIS DE EQUIPOS LÁSER ESCÁNER 3D .....	17
3.1.	Clasificación equipos láser escáner 3D.....	18
3.2.	Fundamentos de medida láser 3D con posibles aplicaciones ortopédicas.....	21
3.2.1.	Triangulación óptica .....	21
3.2.2.	Luz estructurada.....	23
3.2.3.	Interferometría (holografía conoscópica) .....	26
3.3.	Seguridad láser .....	28
3.4.	Análisis de error .....	29
3.4.1.	Errores instrumentales.....	29
3.4.2.	Errores relacionados con los objetos .....	30
3.4.3.	Condiciones ambientales .....	31
3.4.4.	Errores metodológicos .....	32
4.	METODOLOGÍA GENERAL LEVANTAMIENTO LÁSER ESCANER .....	33
4.1.	Planificación .....	33
4.1.1.	Determinar los objetos.....	33
4.1.2.	Análisis del área a levantar.....	33
4.1.3.	Posiciones óptimas del laser escáner 3D .....	34
4.2.	Trabajo de campo.....	34
4.3.	Toma de datos.....	35
4.4.	Preparación de los datos.....	35
4.4.1.	Formatos 3D .....	35
4.5.	Tratamiento de los datos y resultados.....	38
5.	LÁSER DE LUZ ESTRUCTURADA ARTEC MHT .....	39



6.	PRUEBA EXPERIMENTAL.....	42
6.1.	Toma de datos.....	42
6.2.	Tratamiento de datos.....	44
6.3.	Modelo 3D.....	51
7.	CONCLUSIONES METODOLÓGICAS .....	55
7.1.	Desarrollo de futuras investigaciones.....	56
8.	PRESUPUESTO .....	57
9.	RESULTADOS .....	60
9.1.	Detalle de los modelos.....	60
9.2.	Recubrimientos protésicos.....	65
9.2.1.	Propuesta de materiales .....	75
9.3.	Modelos en soporte físico.....	81
10.	BIBLIOGRAFÍA.....	84



## **Tabla de ilustraciones**

[Figura 1]. <b>Ejemplo de prótesis ortopédica personalizada.</b> Bespoke Innovations. Obtenido de <a href="http://www.bespokeinnovations.com/">http://www.bespokeinnovations.com/</a> . (Noviembre del 2014).	7
[Figura 2]. <b>Ilustración evolución prótesis ortopédicas.</b> Amputee Coalition. Visitado en. Obtenido de <a href="http://www.amputee-coalition.org/">http://www.amputee-coalition.org/</a> . (Noviembre del 2014).	8
[Figura 3]. <b>Liner y socket.</b> Amputee Coalition. Obtenido de <a href="http://www.amputee-coalition.org/">http://www.amputee-coalition.org/</a> . (Noviembre del 2014).	10
[Figura 4]. <b>Pie y espinilla de fibra de carbono Re-Flex.</b> Ottobock. Obtenido de <a href="http://www.ottobock.com/">http://www.ottobock.com/</a> . (Noviembre del 2014).	11
[Figura 5]. <b>Flexión de rodilla en fases de apoyo e impulso.</b> Ottobock. Obtenido de <a href="http://www.ottobock.com/">http://www.ottobock.com/</a> . (Noviembre del 2014).	12
[Figura 6]. <b>Prótesis ocular y facial.</b> Medical Art Resources. Obtenido de <a href="http://www.medicalartresources.com/">http://www.medicalartresources.com/</a> . (Noviembre del 2014).	14
[Figura 7]. <b>Primera pierna biónica en la subida del Sears Tower de Chicago.</b> MIT Technology Review. Obtenido de <a href="http://www.technologyreview.com/">http://www.technologyreview.com/</a> . (Noviembre del 2014).	15
[Figura 8]. <b>Fundas protésicas personalizables.</b> UNYQ. Obtenido de <a href="http://es.unyq.com/">http://es.unyq.com/</a> . (Noviembre del 2014).	16
[Figura 9]. <b>Aplicaciones de la tecnología láser escáner 3D terrestre.</b> (J.L. Lerma y J.M. Biosca, 2007).	17
[Figura 10]. <b>Sistemas de barrido en los equipos láser escáner 3D.</b> (A. Márquez, 2010).	20
[Figura 11]. <b>Fundamentos matemáticos de la triangulación.</b> (J.L. Lerma y J.M. Biosca, 2007).	21
[Figura 12]. <b>Principio del láser escáner basado en triangulación.</b> (J.L. Lerma y J.M. Biosca, 2007).	22
[Figura 13]. <b>Técnicas de proyección usadas en los escáneres de triangulación.</b> (J.L. Lerma y J.M. Biosca, 2007).	24
[Figura 14]. <b>Esquema de los diferentes tipos de patrones.</b> Wikipedia. Obtenido de <a href="http://en.wikipedia.org/">http://en.wikipedia.org/</a> . (Noviembre del 2014).	25
[Figura 15]. <b>Esquema del funcionamiento del método de luz estructurada.</b> Wikipedia. Obtenido de <a href="http://en.wikipedia.org/">http://en.wikipedia.org/</a> . (Noviembre del 2014).	26
[Figura 16]. <b>Recorrido del haz láser a través de un interferómetro Michelson.</b> Wikipedia. Obtenido de <a href="http://en.wikipedia.org/">http://en.wikipedia.org/</a> . (Noviembre del 2014).	27
[Figura 17]. <b>Recorrido de la luz dentro de un sensor de holografía conoscópica Optimet.</b> Newport Corporation. Obtenido de <a href="http://www.optimet.com/">http://www.optimet.com/</a> . (Noviembre del 2014).	27
[Figura 18]. <b>Diferencia de formatos entre .STL y .CAD.</b> Wikipedia. Obtenido de <a href="http://en.wikipedia.org/">http://en.wikipedia.org/</a> . (Noviembre del 2014).	37
[Figura 19]. <b>Escáner de luz estructurada Artec MHT.</b> Artec 3D scanners. Obtenido de <a href="http://www.artec3d.com/">http://www.artec3d.com/</a> . (Noviembre del 2014).	39
[Figura 20]. <b>Proceso de escaneado con Artec MHT.</b> Artec 3D scanners. Obtenido de <a href="http://www.artec3d.com/">http://www.artec3d.com/</a> . (Noviembre del 2014).	40
[Figura 21]. <b>Prueba de viabilidad de la posición escogida en el escaneado.</b> Fuente propia.	43



[Figura 22]. <b>Captura de datos con el equipo Artec MHT.</b> Fuente propia.....	44
[Figura 23]. <b>Conjunto de exposiciones para el miembro superior del equipo Artec MHT.</b> Fuente propia.....	45
[Figura 24]. <b>Conjunto de exposiciones para el miembro inferior del equipo Artec MHT.</b> Fuente propia .....	46
[Figura 25]. <b>Ajuste inicial del modelo sin depuración previa (brazo).</b> Fuente propia.....	47
[Figura 26]. <b>Ajuste inicial del modelo sin depuración previa (piernas).</b> Fuente propia.....	48
[Figura 27]. <b>Modelos antes y después del parcheado.</b> Fuente propia. ....	49
[Figura 28]. <b>Modelos previos al recorte final.</b> Fuente propia. ....	50
[Figura 29]. <b>Irregularidad en el modelo.</b> Fuente propia.....	51
[Figura 30]. <b>Brazo depurado.</b> Fuente propia. ....	53
[Figura 31]. <b>Pierna depurada.</b> Fuente propia. ....	54
[Figura 32]. <b>Impresora 3D ‘bq Witbox’.</b> bq. Obtenido de <a href="http://www.bq.com/es/productos/witbox.html">http://www.bq.com/es/productos/witbox.html</a> . (Enero del 2014). ....	81
[Figura 33]. <b>Proceso de impresión de los modelos.</b> Fuente Propia. ....	83



## 1. INTRODUCCIÓN

El empleo de la tecnología láser escáner 3D se ha ido incorporando a diferentes campos a lo largo de los años. Esta tecnología se está viendo involucrada en áreas de trabajo tan dispares como puedan ser, el control dimensional de componentes industriales o la generación de modelos digitales del terreno, pasando por aplicaciones como la documentación de patrimonio cultural o la generación de entornos virtuales en videojuegos.

A esta constante evolución se están incorporando nuevos equipos como es el caso de las impresoras 3D, cada vez más accesibles y precisas, que ofrecen grandes posibilidades en la arquitectura, el diseño industrial, el entretenimiento o el campo médico, al permitir convertir modelos 2D en prototipos reales.

Cabe mencionar también los programas de modelización tridimensional cada vez más potentes. Que permiten el tratamiento completo de los datos extraídos de los equipos escáner 3D.

Atendiendo a esta situación, en el presente Trabajo Fin de Máster (TFM) se pretende estudiar la viabilidad del uso de las tecnologías láser escáner 3D en el ámbito de impacto médico y social, y en concreto en su potencial por contribuir a el aumento de calidad de vida en personas que han sufrido de algún tipo de amputación en sus extremidades.

Este trabajo se centra en el desarrollo de modelos 3D de prótesis ortopédicas digitales personalizadas. Se pretende obtener modelos de prótesis digitales de un brazo y una pierna reales, partiendo de las nuevas tecnologías láser escáner 3D y su complementación con software de modelización 3D.

El proyecto consta de tres fases diferentes: una fase inicial de introducción a la materia, donde se trata el contexto de este TFM (justificación, antecedentes, estado actual del arte, etc.); una segunda fase donde se realiza un análisis del equipo láser escáner 3D empleado para el escaneado de las extremidades del modelo humano utilizado en la aplicación experimental y la metodología empleada, tanto para la toma de datos como para el desarrollo y diseño de los modelos de prótesis digitales; y finalmente, como tercera fase, se muestra un ejemplo final de modelo de prótesis ortopédica digital y se lleva a cabo un estudio sobre las conclusiones de la línea de investigación propuesta.



## 2. CONTEXTO

### 2.1. Justificación

Enfermedades arteriales, diabetes, complicaciones quirúrgicas y médicas, neoplastia maligna o fracturas en el miembro inferior son, entre otras, las principales causas a nivel nacional de grandes amputaciones (amputaciones de brazo o pierna a cualquier altura)<sup>1</sup>.

Para hacerse una idea del número de afectados, se está hablando de más de 28.000 intervenidos en 4 años, por las 15 principales causas de grandes amputaciones a nivel nacional<sup>2</sup>. Aproximadamente una de cada 550 personas sufre de una amputación de alguno de sus miembros<sup>3</sup>.

Estas estadísticas las encontramos considerablemente incrementadas en otros países, como Estados Unidos, donde se dan al menos unas 185.000 amputaciones al año. Un 54% debido a problemas vasculares y un 45% a accidentes según la *Amputee Coalition*. La proporción es de aproximadamente un amputado cada 200 personas, siendo el 90% de las ocasiones amputaciones de miembros inferiores<sup>4</sup>.

A estos datos habría que considerar la sociología del entorno de los afectados. El estigma social del amputado puede ser una de sus mayores barreras<sup>5</sup>.

La Asociación de Amputados en España por la Integración Social – ADAEPIS, explica la situación en la que se encuentra un amputado en lo que a este tema respecta. "Por lo general el amputado desconcierta, genera sentimiento de proteccionismo y lástima, impulso creado principalmente por el desconocimiento por parte de la sociedad en lo relativo al mundo del amputado."

A causa de estas reacciones es habitual que el afectado esconda su condición de amputado por miedo a generar un sentimiento de pena hacia su persona o a verse inmerso en un clima negativo.

Desde instituciones como ADAEPIS o ANDADE (Asociación Nacional de Amputados de España), se insiste en la necesidad de crear una atmosfera de normalidad y apoyo alrededor de los afectados por amputación, ya que además de la progresiva

---

<sup>1</sup> Portal Estadística del Sistema Nacional de Salud.

<sup>2</sup> Estudio realizado por la Asociación de Amputados en España por la Integración Social- ADAEPIS entre 2000 y 2004.

<sup>3</sup> Instituto Nacional de Estadística 2008.

<sup>4</sup> Dillingham, 2002.

<sup>5</sup> Amputee Coalition.

adaptación a su nueva situación, el amputado suele sufrir pérdidas de autoestima, empeorando su evolución. Así mismo, desde estas asociaciones reseñan la importancia de realizar todo lo posible por eliminar o reducir este estigma social por parte del afectado, pues ayuda a su propia superación personal y a lograr una integración plena.

Es común encontrar en artículos o asociaciones, referencias a la importancia de adaptación de los dispositivos protésicos. Fricción, mala repartición de peso, temperaturas elevadas, etc. entre la extremidad amputada (muñón) y la prótesis, da pie habitualmente al desuso de estos dispositivos.

Estos síntomas de malestar aumentan si además se tiene en cuenta que el muñón es un órgano dinámico ya que tiende a encogerse (atrofiarse) con el tiempo, aunque también es factible su hinchazón por calor o aumento de peso del afectado.

Se considera por todo lo mencionado, que la posibilidad de ofrecer una opción de prótesis con unas dimensiones y diseño personalizado de estas extremidades perdidas, puede ser un elemento de ayuda al afectado, tanto por su comodidad como por estética.

Las tecnologías mencionadas parecen poder adquirir un papel relevante en el campo de las prótesis, ya que la exactitud en la toma de datos, las posibilidades de tratamiento y la capacidad de convertir los modelos protésicos en piezas reales, propician la adaptación entre prótesis y afectado.



[Figura 1]. **Ejemplo de prótesis ortopédica personalizada.** Bespoke Innovations. Obtenido de <http://www.bespokeinnovations.com/>. (Noviembre del 2014).



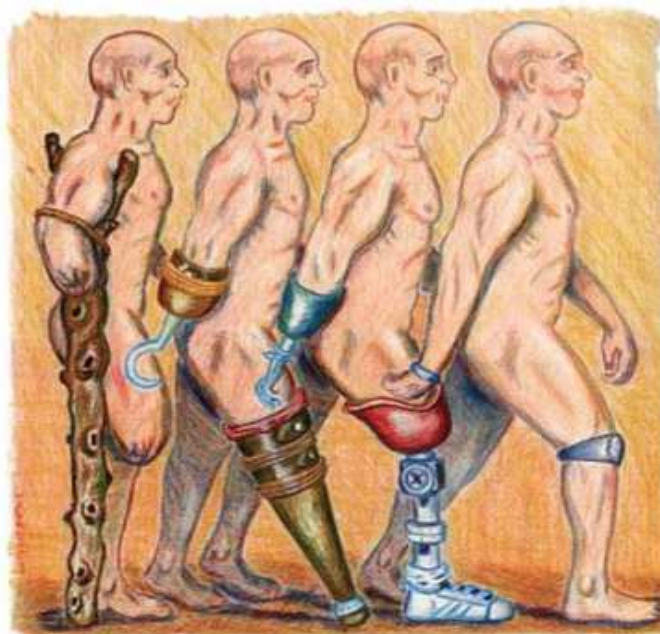
## 2.2. Prótesis ortopédicas

### 2.2.1. Antecedentes

A través de los años el campo de la protésica ha experimentado transformaciones ininterrumpidas pero aparentemente irregulares.

En la época egipcia se elaboraban extremidades protésicas aparentemente más por estética que por funcionalidad, y se daban los primeros pasos documentados en esta tecnología. De las rudimentarias extremidades egipcias elaboradas con fibras, a las complejas ortoprótesis actuales, las prótesis se han visto funcionalmente mejoradas en su elaboración con la introducción de microprocesadores, chips informáticos o de la robótica actual. Actualmente son mucho más livianas por el uso de nuevos materiales y más reales, con el desarrollo de métodos como el de las fundas de silicona entre otros.

Hasta llegar al estado actual, la tecnología protésica ha visto épocas de alternancia evolutiva. Encontramos casos de casi plena estancueidad como en la Edad Media, donde no se desarrolló mucho más que las patas de palo y los garfios. Mientras, en otras épocas, se han realizado grandes avances en este campo, como fueron los años de la guerra de Secesión en Estados Unidos.



[Figura 2]. **Ilustración evolución prótesis ortopédicas.** Amputee Coalition. Obtenido de <http://www.amputee-coalition.org/>. (Noviembre del 2014).

Al explorar la historia de las ortoprótesis, se aprecia el esfuerzo que implicó la elaboración de estos dispositivos y su evolución, muy dependiente de la época histórica, para conseguir no sólo disponer de cuatro extremidades, sino también de funcionalidad y de estética.



A continuación se hace una breve descripción a la historia reciente de las extremidades artificiales, para con ello dar una idea de los inicios de la tecnología actual.

### Los avances en la tecnología protésica

Fue en la segunda mitad del siglo XX cuando se comenzó a desarrollar lo que sería el principio de las prótesis ortopédicas actuales.

A finales de los 90, individuos sanos con amputación sobre la parte media de la pantorrilla debían ser capaces de participar en una amplia gama de actividades normales, caminar sin cojear de forma perceptible y participar en actividades recreativas y deportivas sin excesivos problemas. Algo más complicado fue el desarrollo de prótesis por encima de esta zona de la pierna y brazos por la complejidad en la simulación de las articulaciones.

### Contacto entre muñón y encaje protésico

El aspecto más crítico en el desarrollo de cualquier prótesis es la zona de contacto entre el remanente de la extremidad (muñón) y la prótesis artificial. La parte de la prótesis que se ajusta sobre el remanente del miembro, llamado “*socket*” o encaje protésico, determina la comodidad y la capacidad de controlar la extremidad artificial del amputado. Desde la década de los 80, los médicos e investigadores protésicos de todo el mundo han hecho grandes avances en diseño y materiales, que han mejorado en gran medida la conexión entre socket y muñón.

Elastómeros de silicona comenzaron a ser ampliamente utilizados para crear forros interiores, llamados “*liners*”, suaves y ligeramente elásticos, proporcionando una barrera delgada, cómoda y compatible entre la piel del amputado y el socket. Los liners, están generalmente unidos a la parte interior del socket a través de un dispositivo mecánico, llamado “*shuttle lock*”, para proporcionar suspensión a la prótesis.



[Figura 3]. **Linier y socket.** Amputee Coalition. Obtenido de <http://www.amputee-coalition.org/>. (Noviembre del 2014).

A finales de los 90, investigadores desarrollaron materiales a base de gel más gruesos que añadían amortiguación y disipación de la presión a la vez que conservaban las ventajas de los liners originales.

#### Pies de respuesta dinámica con resortes de plástico

Aprovechando los compuestos de fibra de carbono desarrollados por la industria aeroespacial, se comenzó a desarrollar en la década de 1990 pies protésicos “*Flex-Foot*” de la mano del estadounidense Van Phillips. Estos diseños de pies protésicos contaban con muelles de fibra de carbono que almacenaban y liberaban energía de forma más eficiente. Esto supuso un gran paso para el desarrollo de actividades recreativas y actividades deportivas de competición.



[Figura 4]. **Pie y espinilla de fibra de carbono Re-Flex.** Ottobock. Obtenido de <http://www.ottobock.com/>. (Noviembre del 2014).

### Mecanismos de reducción de fuerzas de impacto

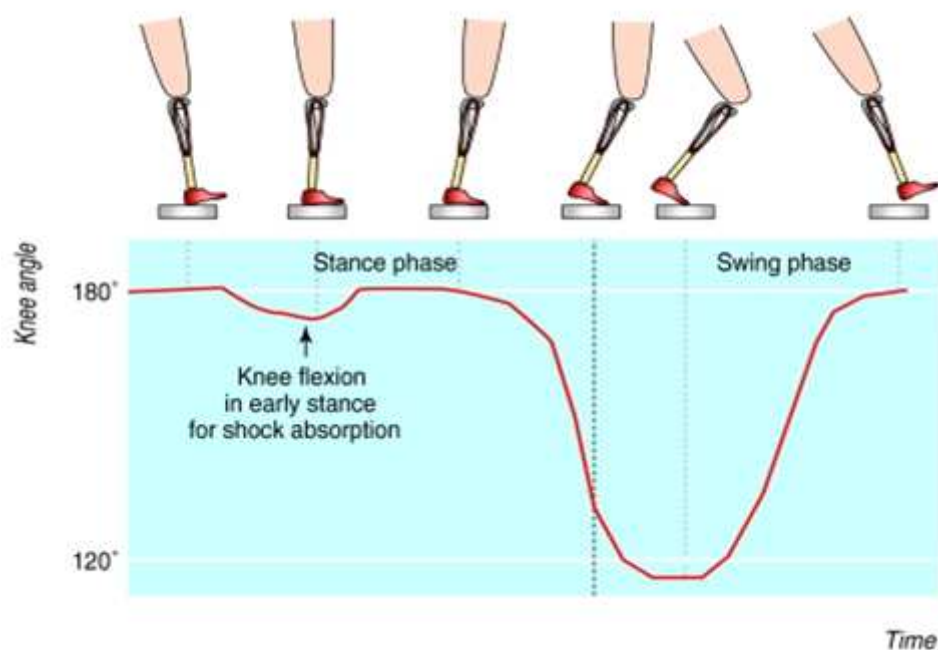
En 1993 la línea *Flex-Foot* introdujo el diseño “*Re-Flex shin-foot*”. Este pie tenía acoplado un resorte amortiguador con el pie de respuesta dinámica, lo que mejoró el rendimiento biomecánico de las prótesis y aportó facilidades al deporte paralímpico.

A lo largo de 1990, amputados a la altura del muslo, se vieron obligados a mantener su prótesis de rodilla en extensión completa durante la mayor parte de la fase de apoyo del ciclo de marcha, para evitar así que la pierna se colapsase. El resultado de esto es una forma de andar poco natural, además de la falta de absorción de choque que ofrecería una rodilla biológica. Con aportaciones como la “*rodilla hinchable*” desarrollada por la empresa británica *Blatchford*, fue posible simular la flexión de la rodilla durante la fase de apoyo y absorber con ello parte de los impactos.

### Movimiento controlado por microprocesador

La misma empresa *Blatchford* desarrollaba simultáneamente el movimiento controlado por microprocesador a principios de los 90. El equipo buscaba la mejora en la simetría de marcha de amputados a través de una amplia gama de velocidades de marcha. Estas “prótesis inteligentes” ofrecían un patrón de marcha más fiable durante el impulso al andar, lo que permitía caminar con más confianza y más eficiencia.

Otto Bock C- Leg llevó esta tecnología un paso más allá, ofreciendo no sólo la simetría en la fase de impulso, sino también mejorando la seguridad en la fase de apoyo. Esta empresa alemana consiguió que la rodilla se torciera involuntariamente al estar de pie. A través de sensores en el tobillo y espinilla de la prótesis, se evalúa continuamente la posición de la pierna en el espacio. Los datos recogidos por estos sensores son introducidos en dos microprocesadores dentro de la rodilla, ajustándose la resistencia de un amortiguador hidráulico 50 veces por segundo, lo que permitía que la rodilla aumentase su estabilidad. Con este avance, aumentó la facilidad y seguridad a la hora de atravesar terrenos irregulares, caminar sobre superficies inclinadas o bajar escaleras.



[Figura 5]. Flexión de rodilla en fases de apoyo e impulso. Ottobock. Obtenido de <http://www.ottobock.com/>. (Noviembre del 2014).

### Osteointegración protésica

Hace más de dos décadas que el médico sueco *Per Branemark*, ha centrado su atención en la técnica de “osteointegración” (conexión estructural y funcional directa entre hueso vivo y la superficie de un implante), para amputados de miembros superiores e inferiores. Experimentos suecos sugirieron que esta opción podía ser factible y que además ofrecía un mejor control, comodidad y reacción sensorial. Con este tipo de prótesis ahorrarían todas las dificultades inherentes en la creación de sockets, ya que no sería necesario considerar el encaje volumétrico del muñón. Los inconvenientes son la necesidad de cirugía y el riesgo de osteomielitis (infección ósea causada por bacterias u otros microorganismos).



### Extremidades artificiales realistas.

Los mismos materiales de silicona que contribuían al confort del encaje protésico (socket), se han ido utilizando para crear revestimientos externos realistas tanto para extremidades superiores como inferiores.

La técnica empleada consistía en esculpir el miembro homólogo al biológico y colorear individualmente cada parte de la extremidad para conseguir una apariencia realista. Ya a finales del siglo XX estos trabajos a medida eran costosos, no solo por la inversión inicial, si no por la necesidad de su sustitución con los años por desgaste. Junto al coste, se añadía el inconveniente del peso de la silicona empleada, que podía entorpecer el movimiento.

#### **2.2.2. Estado del arte**

La implicación de los equipos láser escáner 3D y las impresoras 3D al mundo de las prótesis, ha ofrecido lo que aparenta ser un gran paso en el equilibrio entre funcionalidad, comodidad y apariencia. Ya no se trata únicamente a la hora de crear una prótesis ortopédica, sino que estas nuevas tecnologías empiezan a ofrecer una ayuda inestimable a la hora de crear cualquier extensión artificial que el cuerpo requiera. A continuación se recogen algunos ejemplos.

Se está empleando en el campo de la odontología, a través de las prótesis dentales. Ofreciendo implantes dentales fabricados a medida, evitando el empleo de modelos estándar que pueden producir molestias o incluso dolores. La posibilidad de obtener modelos 3D de la mandíbula y dentadura, permite el desarrollo y posterior impresión 3D de cualquier modelo de implante dental.

Otro campo de empleo en auge es el de las prótesis oculares y faciales. Tradicionalmente un oftalmólogo podía crear un molde de la cara y posteriormente una prótesis ocular empleando caucho, para finalmente aplicar el color de la piel y pestañas. En este proceso la habilidad artística del modelador podía influenciar notoriamente el resultado final.

Gracias a avances como los publicados por la Academia Americana de Oftalmología (AAO) en 2014, se está comenzando a realizar pruebas como la construcción de máscaras formadas a partir de escaneados 3D y su posterior impresión 3D. La exactitud geométrica y la posibilidad de inyectar pigmentos en el material para emparejar el tono de piel a la hora de imprimir el modelo, ofrecen un avance destacable respecto a los métodos tradicionales.





[Figura 6]. **Prótesis ocular y facial.** Medical Art Resources. Obtenido de <http://www.medicalartresources.com/>. (Noviembre del 2014).

Todas las novedades aportadas a estos campos poseen aspectos en común, además de la eficiencia de los modelos, el tiempo que conlleva crearlos y su coste se ven drásticamente reducidos.

Casos más complejos son la creación de implantes espinales llevada a cabo en Pekín desde hace unos años. Con la ayuda de escáneres láser 3D se realiza un estudio de cada paciente y posteriormente se imprime un modelo 3D en titanio del implante.

Aún más novedoso, es el proyecto encabezado por el Departamento de Defensa estadounidense, a través del *Instituto de las Fuerzas Armadas de Medicina Regenerativa (Armed Forces Institute of Regenerative Medicine, AFIRM)*. Con la colaboración de unas 30 instituciones más (universidades, hospitales y otros socios), llevan desde 2008 estudiando la reproducción de tejidos humanos y su posterior impresión 3D, haciendo posible por ejemplo reconstrucciones parciales y/o totales de órganos humanos.

### Prótesis ortopédicas

El desarrollo de prótesis ortopédicas no ha cesado a lo largo de estos años. Ya hay disponible más de 50 modelos de pies protésicos, algunos diseñados para realizar tareas específicas como bailar, jugar al golf o nadar. La osteointegración de prótesis sigue en desarrollo, siendo aplicada ya en pacientes, aunque solamente es indicada en amputados con problemas insalvables con prótesis convencionales. Se ofrece forros para el muñón, o liners, de silicona, más estables y cómodos que los originales en la década de los 90. Y éstos son sólo unos pocos ejemplos.

Actualmente parece estar prevaleciendo la investigación en funcionalidad de estas extensiones artificiales en contra de la comodidad o la estética. Ejemplo de ello son los últimos avances en prótesis biónicas, como los desarrollados en *el Centro de Medicina Biónica en el Instituto de Rehabilitación de Chicago* (EE.UU.). Médicos e ingenieros han conseguido desarrollar una prótesis que, a diferencia de las robóticas, posee la ventaja de interpretar automáticamente las señales que el sistema nervioso transmite a los músculos y éstos, a su vez, a los electrodos del artilugio. Lo que se traduce en movimientos de la extremidad artificial a voluntad del amputado, simulando todas las articulaciones de un miembro biológico.

Los dispositivos necesitan la conservación de ciertos nervios cuando se realiza la amputación para la posterior conexión del sistema nervioso y el artilugio, además de un programa específico de rehabilitación, entre otros requisitos. Se trata de dispositivos experimentales y, aunque las prótesis biónicas de la parte superior están algo más avanzadas, no cesan los avances en este campo.



[Figura 7]. **Primera pierna biónica en la subida del Sears Tower de Chicago.** MIT Technology Review. Obtenido de <http://www.technologyreview.com/>. (Noviembre del 2014).

Aún primándose la funcionalidad, hoy en día ya existen algunas empresas que principalmente se basan en la estética de los dispositivos protésicos inferiores, ofreciendo fundas protésicas personalizadas. Estas empresas ofrecen la posibilidad de elegir un diseño predefinido para estas fundas o que el propio cliente dé sus propias ideas de diseño. Posteriormente, basta con enviar unas fotografías y medidas de la



extremidad biológica homóloga y las mismas empresas se encargan de mandar el modelo personalizado, empleando impresoras 3D, del diseño deseado y de tamaño semejante a la otra extremidad.



[Figura 8]. **Fundas protésicas personalizables.** UNYQ. Obtenido de <http://es.unyq.com/>. (Noviembre del 2014).

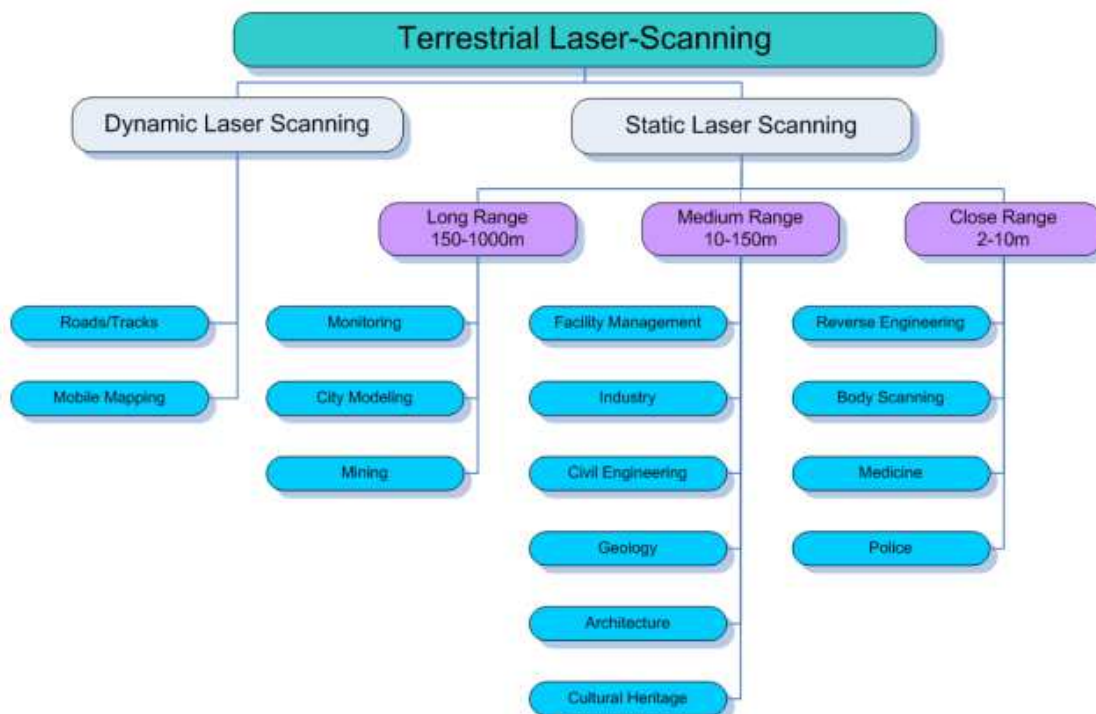
En la actualidad, el uso directo de equipos láser escáner 3D para el desarrollo de prótesis ortopédicas, no está completamente explotado. Aunque existen casos en los que encontramos su uso para diseñar elementos decorativos, se sigue sin emplear abiertamente esta tecnología para el estudio y desarrollo de prótesis completas o para el seguimiento del atrofiamiento del muñón. El objetivo de este TFM es plantear esta línea de investigación y analizar el potencial de la misma.

### 3. ANÁLISIS DE EQUIPOS LÁSER ESCÁNER 3D

Ofrecer un modelo digital 3D de un miembro completo y del remanente de la extremidad amputada, puede resultar interesante para que el técnico protésico cree las diferentes partes que componen una prótesis ortopédica. Facilitar la medición de la extremidad sana, estudiar la morfología del muñón y su evolución o diseñar modelos protésicos de dimensiones personalizadas y apariencia real, son sólo algunas de las aplicaciones donde los equipos laser escáner 3D son susceptibles de aportar ventajas respecto a los métodos tradicionales.

A través de los modelos digitales obtenidos con esta nueva tecnología es posible estudiar y manipular todo el proceso en la creación de prótesis. Si a ello se le añaden las opciones de impresión 3D de estos modelos, el desarrollo de prótesis ortopédicas personalizadas podría ser más rápido, eficiente y económico.

Como se ha comentado en la introducción a este TFM, la aplicación de las tecnologías láser escáner 3D se extiende a muchas áreas científicas. Dependiendo del escenario y los objetivos a cumplir, será preciso emplear un tipo de láser escáner 3D u otro.



[Figura 9]. Aplicaciones de la tecnología láser escáner 3D terrestre. (J.L. Lerma y J.M. Biosca, 2007).

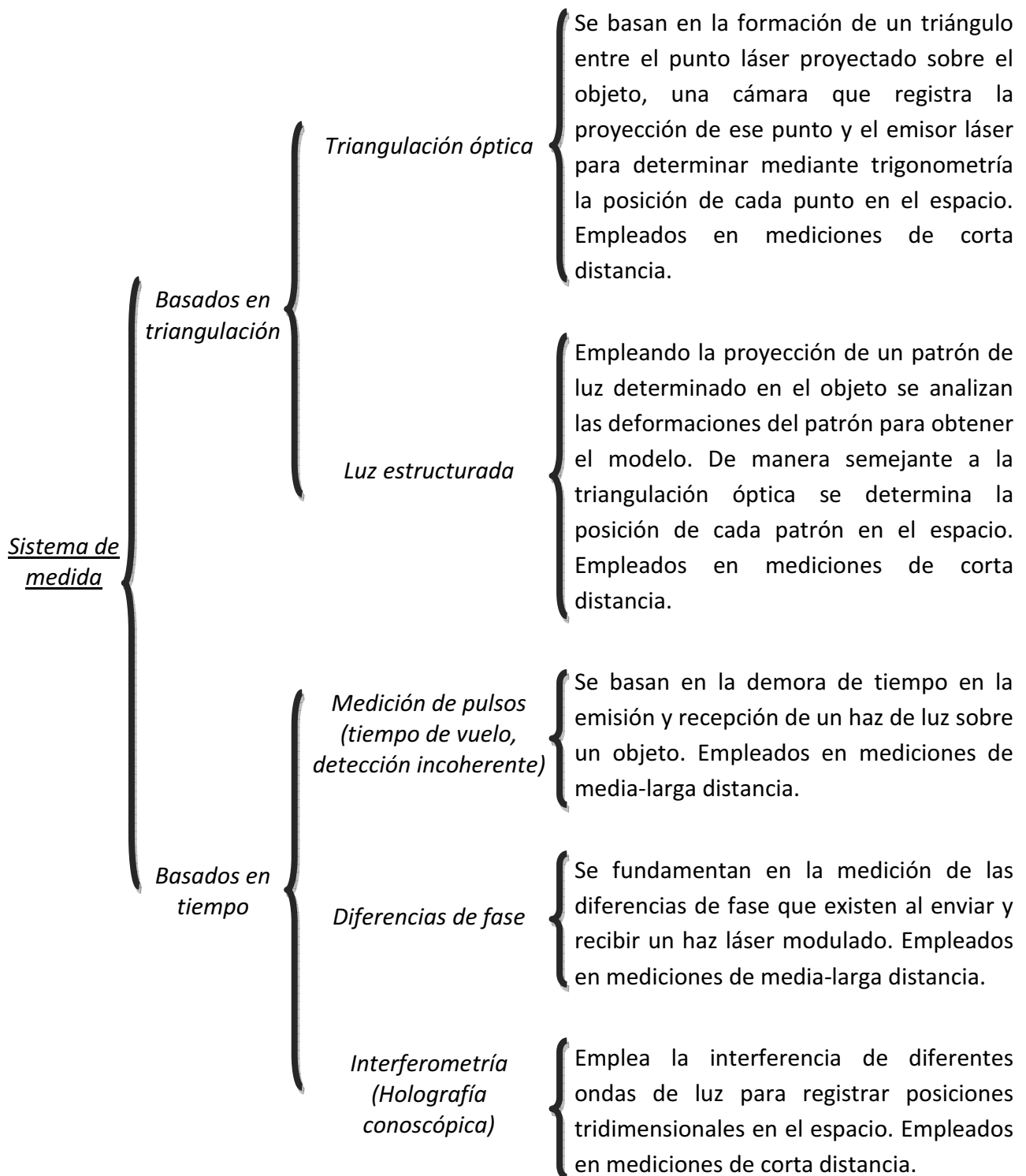


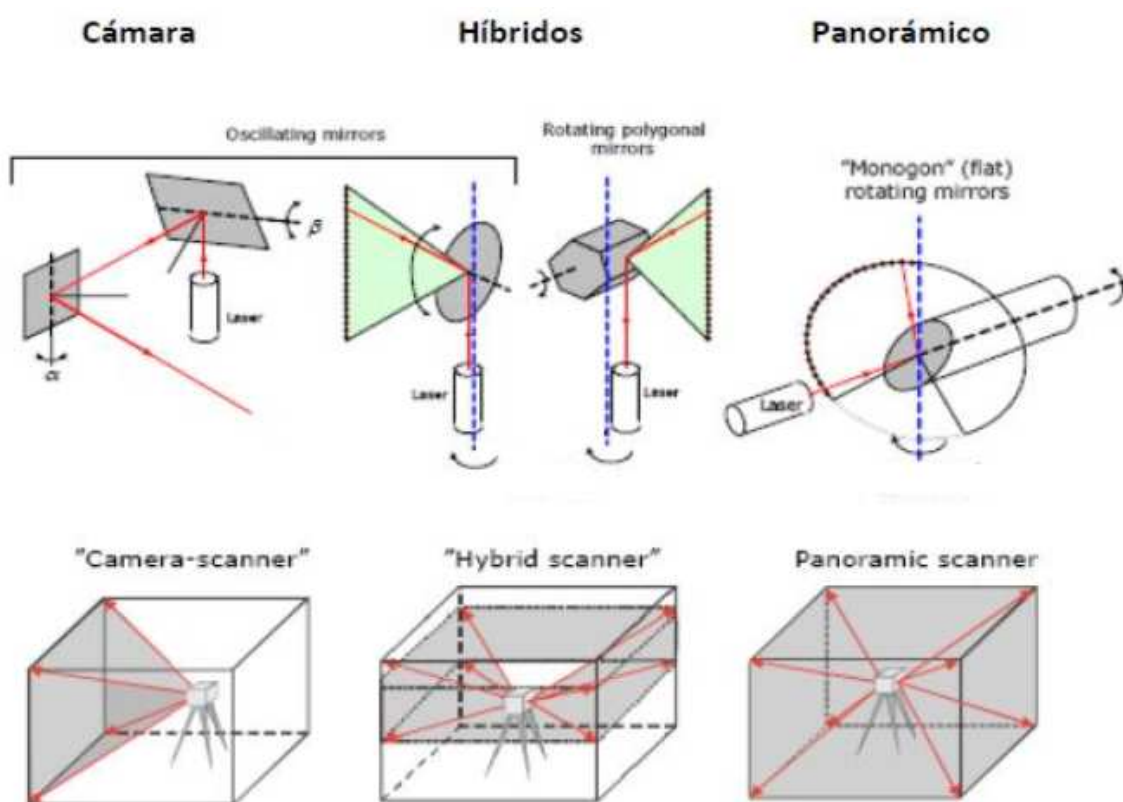
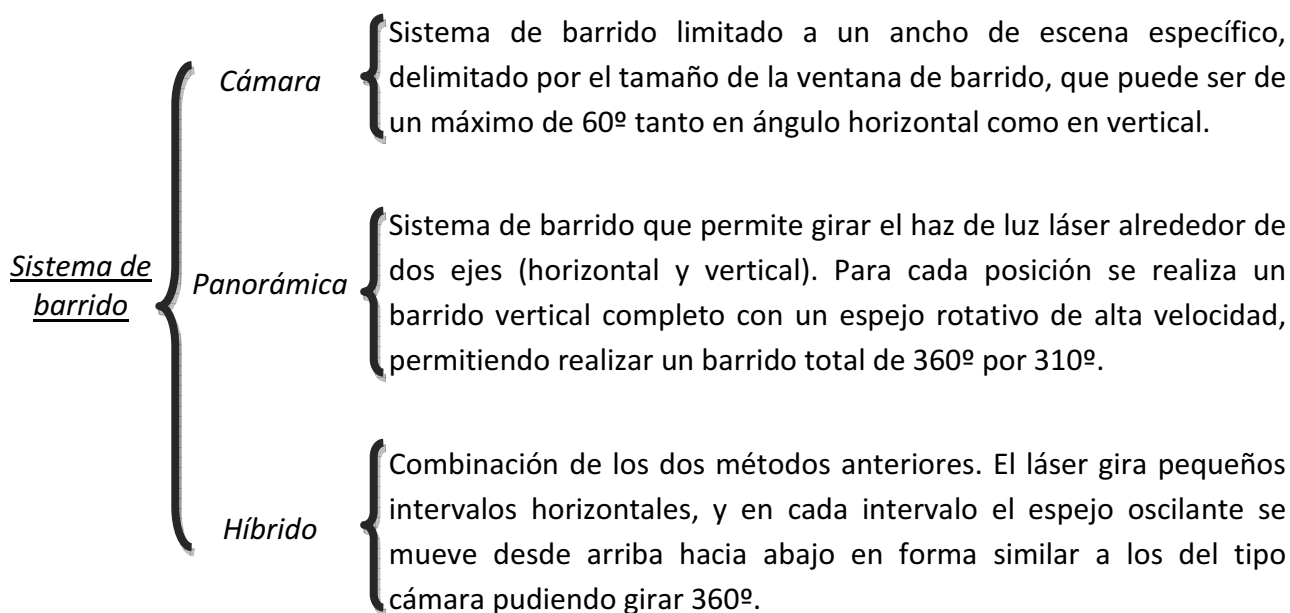
### **3.1. Clasificación equipos láser escáner 3D**

El láser, acrónimo en inglés de “amplificación de la luz por emisión inducida de radiación”, es un instrumento capaz de generar ondas de luz usando una estrecha banda del espectro. Un láser típico emite un estrecho y poco divergente haz de longitud de onda bien definida (correspondiente a un color particular si el láser opera en el espectro visible). Estas propiedades de los haces se pueden resumir con el término coherencia.

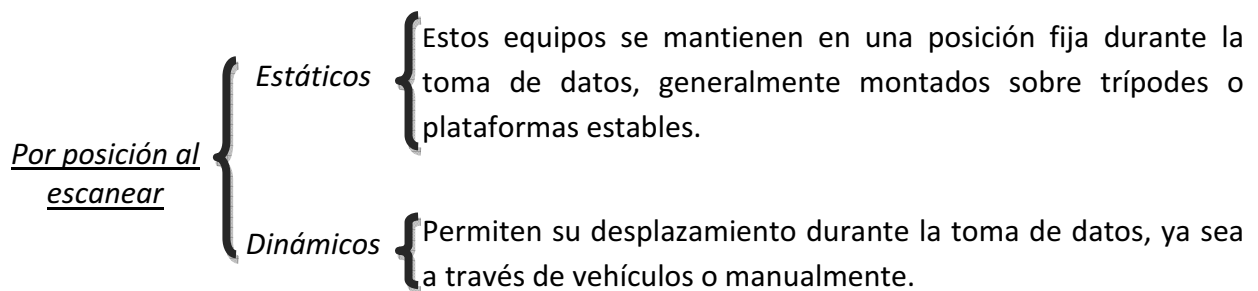
La tecnología de los equipos láser escáner 3D se encuentra dentro de las técnicas de medición activas. Esto es, escáneres que emiten radiación controlada y detectan su reflexión al contactar con los elementos, obteniendo así sondeos de objetos u entornos.

La clasificación de los equipos laser escáner 3D es variada, a continuación se muestra una posible categorización en función de su sistema de medida, su sistema de barrido y por su posición a la hora de escanear.





[Figura 10]. Sistemas de barrido en los equipos láser escáner 3D. (A. Márquez, 2010).

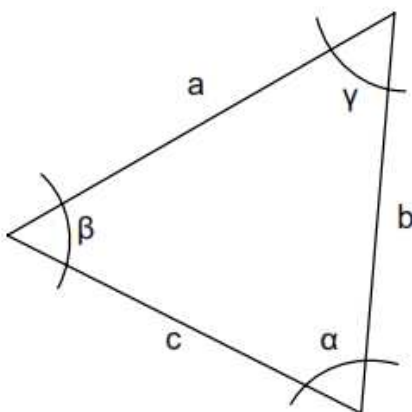


### 3.2. Fundamentos de medida láser 3D con posibles aplicaciones ortopédicas

A continuación se describen los fundamentos de los métodos que permiten realizar mediciones a corta distancia y que pueden ser interesantes para el desarrollo de prótesis ortopédicas.

#### 3.2.1. Triangulación óptica

Se basa en la medición de los triángulos que se generan al proyectar haces láser sobre un objeto o superficie y el empleo de una cámara, coplanaria al emisor láser, para buscar la localización del haz sobre el elemento. Con estos parámetros se forma la figura geométrica de un triángulo por cada punto proyectado, del que se hallan todos sus ángulos y lados para poder triangular cada punto, obteniendo sus coordenadas relativas respecto al equipo láser escáner 3D.



$$\frac{a}{\sin(\alpha)} = \frac{b}{\sin(\beta)} = \frac{c}{\sin(\gamma)}$$

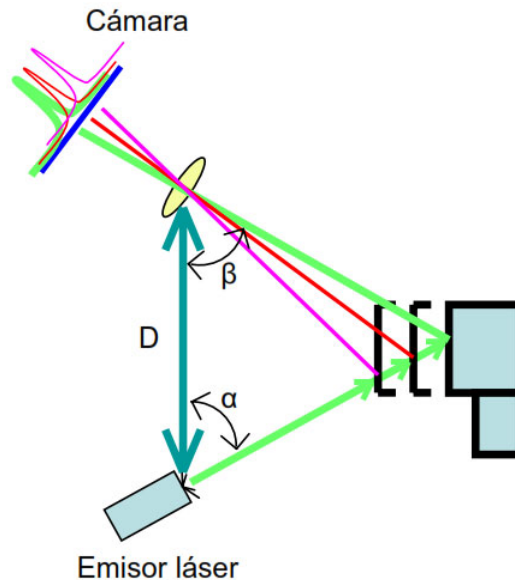
$$a^2 = b^2 + c^2 - 2.b.c.\cos(\alpha)$$

$$c = a.\cos(\beta) + b.\cos(\alpha)$$

[Figura 11]. Fundamentos matemáticos de la triangulación. (J.L. Lerma y J.M. Biosca, 2007).

En la [Figura 12] se observa que el lado 'D' del triángulo es conocido, es decir, la distancia entre la cámara y el emisor láser. El ángulo del emisor láser 'α', también es conocido.

El ángulo de la cámara ' $\beta$ ' puede ser determinado encontrando la localización del haz láser en el campo de visión de la cámara. Estos tres elementos determinan completamente la forma y el tamaño del triángulo y proporcionan la profundidad exacta del objeto medido.



[Figura 12]. Principio del láser escáner basado en triangulación. (J.L. Lerma y J.M. Biosca, 2007).

Se puede demostrar que cuanto mayor es el lado  $D$  (base), menor es el error en la estimación de la profundidad del punto medido sobre el objeto. Sin embargo, la base no puede ser muy grande porque entonces el emisor láser y la cámara tendrían un solape en el campo de visión muy reducido y la proyección del láser no siempre podría ser capturada por la cámara.

A causa de las limitaciones físicas de usar una base mayor y un campo de visión limitado en la cámara, los escáneres por triangulación se usan en aplicaciones que generalmente requieren una distancia de uso menor de 10 metros. Comparados con los escáneres de medio y largo alcance, los escáneres por triangulación alcanzan precisiones muy elevadas, del orden de micras.

Las posibles maneras de poder reducir la imprecisión en la medición de la profundidad, es decir, la precisión de medición de cada punto, son varias. Reduciendo la distancia del escáner al objeto, se reducen las sombras que se generan por la heterogeneidad de la superficie del objeto o por el contrario, aumentando la base entre la cámara y el láser, aunque con ello se aumentara las sombras producidas. También es posible aumentar la distancia focal pero en este caso se reduciría el campo de visión del escáner y la medición sería más lenta; o es posible reducir la imprecisión en la medición del haz por la cámara, aumentando los píxeles del sensor.



En la práctica, el método de triangulación activa fue inventado para solucionar el notable problema de correspondencia encontrado en las técnicas de medición pasiva. El problema de correspondencia se puede establecer de la siguiente manera: dadas dos imágenes,  $I_1$  e  $I_2$ , de una escena tomada desde dos puntos de vista, la orientación relativa de las cámaras y un par de puntos homólogos entre las dos imágenes, se puede calcular el correspondiente punto en 3D usando el principio de triangulación. De este modo, el problema de correspondencia consiste en encontrar pares de puntos homólogos en diferentes imágenes.

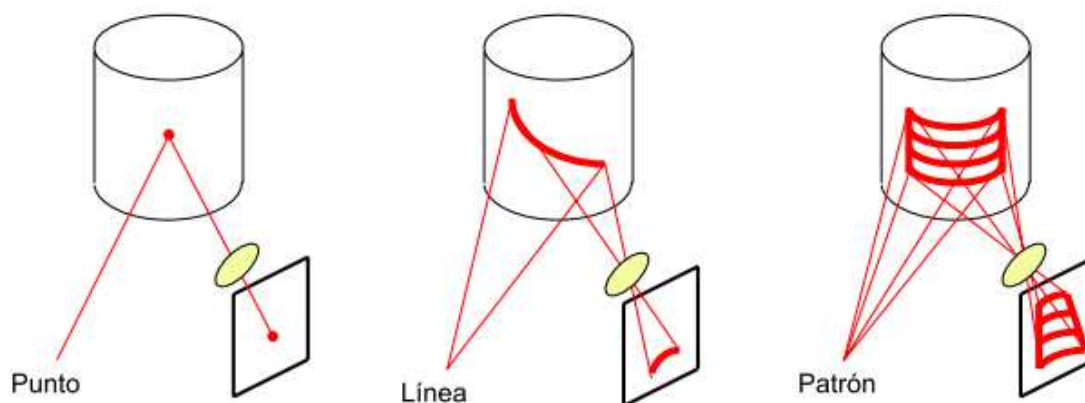
El método de triangulación activa usa la luz del láser para solucionar este problema, marcando el punto del objeto con el color de la luz del láser. De este modo, el haz puede ser detectado fácilmente en la imagen, obteniendo un punto homólogo por cada haz láser emitido. La evolución del método dio paso a la proyección de líneas de barrido o patrones, que son recogidos simultáneamente por la cámara permitiendo un mayor recubrimiento del objeto por cada toma. A este desarrollo se le llamó medición por luz estructurada.

### **3.2.2. Luz estructurada**

Los equipos láser escáner 3D de luz estructurada se basan en el principio de la triangulación óptica. En lugar de la proyección de un solo punto, estos equipos proyectan un patrón (unidimensional o bidimensional) de luz en el objeto, donde se refleja y es registrado por una cámara coplanaria al emisor del patrón. Una vez recibido de nuevo ese patrón, se analizan las deformaciones sufridas entre el patrón inicial generado y el final captado, que habrá sufrido variaciones por la geometría del objeto. El equipo de luz estructurada es llamado también escáner de “luz blanca” si su generador de luz es una bombilla o, más recientemente, escáner de “luz azul” por el empleo de luz LED azul en la exploración de elementos.

Hasta el momento se han utilizado diferentes patrones como proyecciones del haz sobre el objeto, que van desde simples puntos o patrones de líneas regulares hasta patrones espacialmente codificados que modulan su frecuencia o su fase en el tiempo para proporcionar una mejor precisión.





[Figura 13]. **Técnicas de proyección usadas en los escáneres de triangulación.** (J.L. Lerma y J.M. Biosca, 2007).

Existe un cambio en el vocabulario a la hora de hablar de láser convencional, con el que se obtiene nubes de puntos, y los láseres basados en patrones de luz estructurada, ya que de éstos se obtiene un malla directamente, hallándose la nube de puntos implícita en las líneas del patrón. Cuanto mejor definidas estén ópticamente y más juntas entre sí estén las líneas del patrón, mejor precisión se obtendrá en la medición de las deformaciones que genera el objeto.

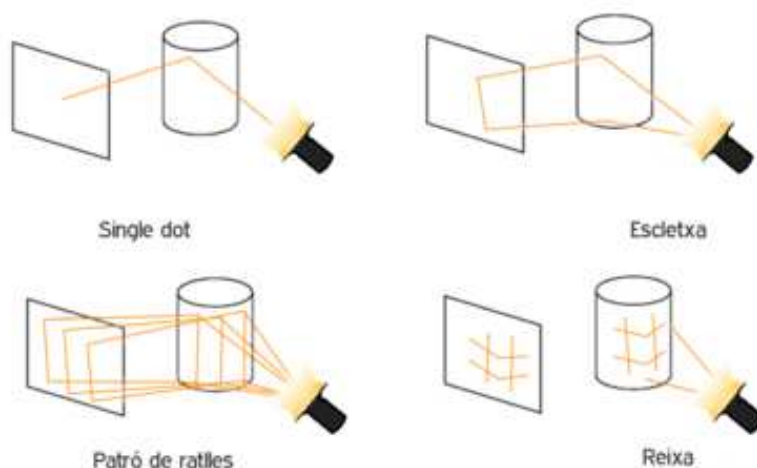
Uno de los puntos en los que se trabaja en esta metodología es la ambigüedad. Si se considera una serie de rayas verticales paralelas de láser que barren horizontalmente a través de un blanco, en el caso más sencillo, se podría analizar una imagen y asumir que la secuencia izquierda-derecha de rayas refleja la sucesión de los láseres en la serie. De esta manera la raya del extremo izquierdo de la imagen es el primer patrón láser, el próximo es el segundo, etc. Objetos no homogéneos, que puedan contener hoyos, oclusiones y demás cambios de profundidad, pueden crear ambigüedades a la hora de registrar el patrón láser por la descomposición de la secuencia de rayas, que pueden esconderse o cambiar su orden al registrarse después del contacto con el objeto.

Una solución a esta ambigüedad son los patrones basados en el efecto Moiré, que aumentan la precisión y robustez de las mediciones al mismo tiempo. Este efecto se produce como resultado de interactuar juntas dos señales con amplitud modulada. Un escáner Moiré proyecta un patrón regular sobre el objeto a escanear mientras que la cámara que toma la escena tiene integrado otro patrón regular. La interferencia de estos dos patrones genera un patrón codificado a partir del cual se pueden determinar cambios precisos de profundidad.

La resolución óptica del sistema está limitada, básicamente, por la anchura y la calidad óptica de las rayas. También está limitada por la longitud de onda de la luz. Debido a las limitaciones técnicas de la cámara y la pantalla (profundidad de campo, resolución) intentar reducir el grosor de las rayas resulta ineficaz. Por ende el método por cambio

de fase se ha establecido como una de las técnicas más precisas y cuidadosas, puesto que trabaja con patrones sinusoidales. Por el método por cambio de fase se puede resolver un detalle de superficie de 1/10 el tamaño del patrón de rayas. Actualmente, gracias al estudio en perfilometría óptica (técnicas para medir relieves y rugosidades en superficies) se pueden obtener detalles por debajo la longitud de onda con patrones de rayas más grandes.

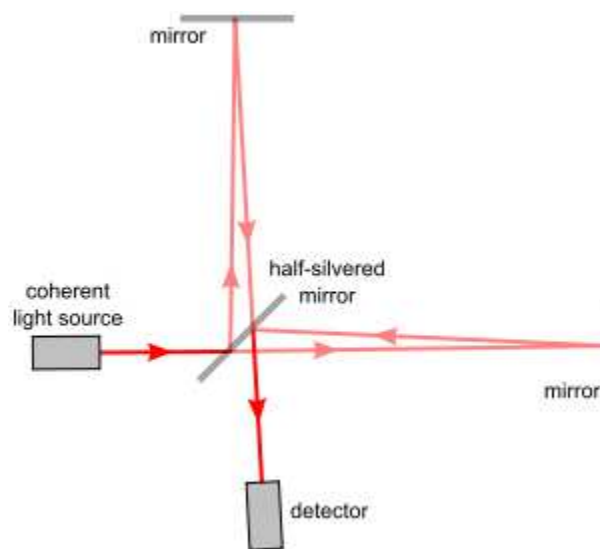
La generación de los patrones puede ser de diferentes formas. La técnica más rápida y versátil (por lo que a tiempo de captura respecta) es la proyección de patrones bidimensionales, el patrón de rayas o de rejilla. La primera (y la más utilizada) consiste en la proyección de multitud de rayas correlativas entre sí o distribuidas arbitrariamente. La segunda proyecta una rejilla de ' $m \times n$ ' puntos que iluminan parte del objeto de una sola tirada.



[Figura 14]. **Esquema de los diferentes tipos de patrones.** Wikipedia. Obtenido de <http://en.wikipedia.org/>. (Noviembre del 2014).

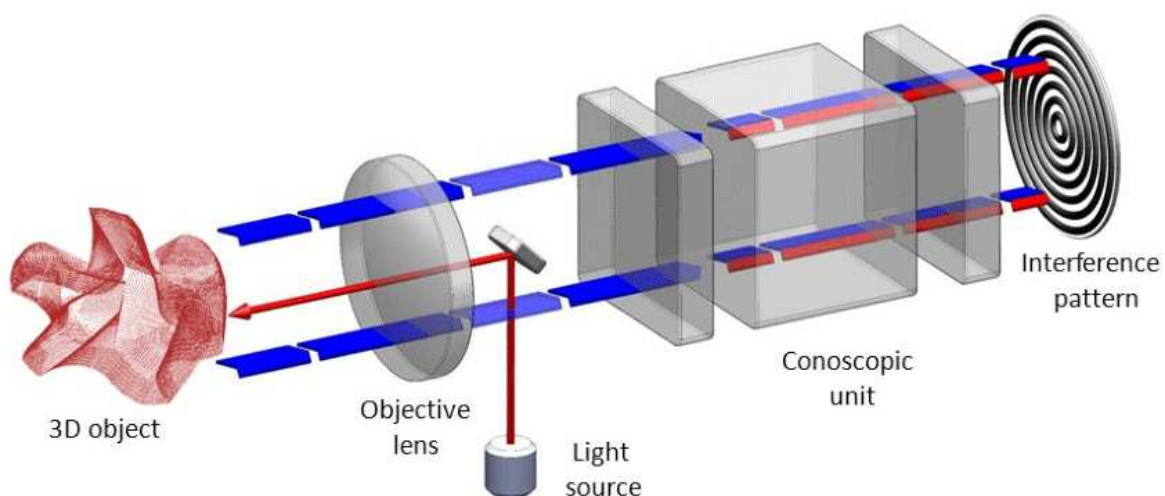
La ventaja de los escáneres 3D de luz estructurada respecto a los de triangulación óptica es la velocidad. En vez de escanear un punto a la vez, escanean múltiples puntos o el campo entero del panorama inmediatamente. Aunque en la mayoría de las situaciones un solo escaneo no producirá un modelo completo del objeto, la posibilidad de realizar múltiples escaneados, desde diferentes posiciones y de forma rápida, permite obtener información tridimensional completa de los elementos barridos. Estos patrones permiten reducir o eliminar el problema de la deformación del movimiento, lo que permite que algunos sistemas sean capaces de escanear objetos en movimiento en tiempo real, uniendo las diferentes tomas a partir de algoritmos de reconocimiento de patrones.





[Figura 16]. **Recorrido del haz láser a través de un interferómetro Michelson.** Wikipedia. Obtenido de <http://en.wikipedia.org/>. (Noviembre del 2014).

En el láser escáner interferométrico el haz láser [Figura 16] se divide usando un prisma que refleja la mitad del haz en una dirección (brazo de referencia) y transmite la otra mitad (brazo de medición). Ambas partes del haz viajan por diferentes caminos y cuando se combinan producen unas interferencias fringed. Con estas interferencias es posible detectar desplazamientos muy pequeños (del orden de una fracción de longitud de onda) empleando detección coherente, y también permiten medir grandes distancias con baja ambigüedad contando las longitudes de onda.



[Figura 17]. **Recorrido de la luz dentro de un sensor de holografía conoscópica Optimet.** Newport Corporation. Obtenido de <http://www.optimet.com/>. (Noviembre del 2014).



La holografía conoscópica es una técnica interferométrica utilizada para la digitalización de superficies cercanas. Además de poder trabajar con luz no coherente (aunque sí ha de ser monocromática), se diferencia sobre otras técnicas por su capacidad de reconstruir superficies muy inclinadas, y también por su menor dependencia a las propiedades ópticas de la superficie.

En la holografía clásica, un holograma se crea mediante la grabación de un patrón de interferencia formado entre un haz objeto y un haz de referencia utilizando una fuente de luz coherente. Los dos haces se propagan a la misma velocidad (mismo índice de refracción), pero siguen diferentes caminos geométricos. Esto significa que cuando se superponen, la diferencia de fase entre las dos haces depende sólo de la diferencia de la trayectoria geométrica que han seguido los haces. Esta diferencia de fase permite la creación de un patrón de interferencia medible que luego puede usarse para reconstruir el campo de luz original.

En la holografía conoscópica, sin embargo, un haz de luz atraviesa un cristal ópticamente anisotrópico (cristal que posee más de un índice de refracción en función del ángulo de incidencia del haz), dividiéndose en dos haces que comparten la misma ruta geométrica, pero que tienen modos de polarización ortogonales. Los índices de refracción de estos dos haces difieren entre sí, por lo tanto, al salir del cristal se genera un patrón de interferencia cuyas características dependen de la distancia desde la fuente de luz.

### 3.3. Seguridad láser

Es importante conocer los diferentes tipos de láser, para poder determinar cuál es el más adecuado para aplicaciones donde existe un contacto directo con personas. Todos los láseres se suelen etiquetar y clasificar dependiendo de la longitud de onda y de la potencia de energía que produce el láser.

Los diferentes tipos de láseres son los siguientes:

- *Clase 1.* Son seguros en condiciones de utilización razonablemente previsibles, incluyendo el uso de instrumentos ópticos para visión intrahaz.
- *Clase 1M.* Son seguros en condiciones de utilización razonablemente previsibles, pero pueden ser peligrosos si se emplean lentes con el haz.
- *Clase 2.* Láseres que normalmente producen un reflejo ciego para proteger al ojo. Esta reacción puede proporcionar la adecuada protección en condiciones de utilización razonablemente previsibles, incluyendo el uso de instrumentos ópticos con visión intrahaz.



- *Clase 2M.* Láseres que normalmente producen un reflejo ciego para proteger al ojo. Esta reacción puede proporcionar la adecuada protección en condiciones de utilización razonablemente previsibles. Sin embargo, la visión de la salida del haz puede ser peligrosa si el usuario emplea lentes con el haz.

- *Clase 3R.* Láseres potencialmente peligrosos cuando se produce visión directa intrahaz, aunque el riesgo es menor que en el caso de láseres de la Clase 3B.

- *Clase 3B.* Normalmente son peligrosos si ocurre exposición directa intrahaz, aunque la visión de reflexiones difusas es normalmente segura. Generalmente, esta clase de láser no es adecuada en aplicaciones donde pueda existir contacto directo con personas.

- *Clase 4.* Si se observan directamente causarán daños en los ojos o en la piel. Los láseres de esta clase también pueden producir reflexiones peligrosas. Esta clase de láser no es adecuada en aplicaciones de campo.

### 3.4. Análisis de error

Las fuentes de error en un escaneado láser se dividen en cuatro categorías, en las que dependiendo del método de medición empleado se verán especialmente afectadas, reducidas o eliminadas.

#### 3.4.1. Errores instrumentales

Este tipo de errores pueden ser sistemáticos o aleatorios. Los errores sistemáticos se pueden generar por la falta de linealidad de la unidad de medición del tiempo o también por la deriva de temperatura en la electrónica de medición del tiempo provocando una deriva en la distancia. Los errores aleatorios afectan principalmente a la precisión de la medida y a la localización del ángulo en los sistemas de medición de tiempo de vuelo.

##### Propagación del haz láser

La divergencia del haz es la anchura que alcanza el haz con la distancia recorrida, que tiene una influencia en la resolución de la nube y en la ambigüedad posicional del punto medio.



### Borde partido

Cuando un haz láser choca contra un borde de un objeto, el haz se divide en dos. Una parte se refleja en la primera parte del salto del borde y la otra parte va más lejos hasta alcanzar otra superficie. En estos casos la información que recibe el receptor de un pulso láser llega desde dos puntos diferentes. Las coordenadas de este punto se calculan tomando la media de todas las señales recibidas para un mismo pulso y como consecuencia las coordenadas que se obtendrán de ese punto del objeto serán erróneas.

### Ambigüedad en la distancia

Esta causa de error afecta principalmente a escáneres de media-larga distancia. Cuando se realiza el modelado estos errores se minimizan al realizar la media o al ajustar formas primitivas de la nube de puntos.

### Ambigüedad angular

La mayoría de los escáneres láser utilizan espejos rotatorios para guiar la señal láser hacia una dirección determinada. Una diferencia angular provoca errores en las coordenadas y este error aumenta cuando la distancia aumenta. La precisión angular depende de cualquier error en la posición de los espejos y de la precisión que se alcance en la medición de los ángulos. Este tipo de errores se pueden detectar midiendo distancias horizontales y verticales cortas entre objetos que estén situados a la misma distancia del escáner y comparando estas mediciones con otras realizadas con métodos más precisos.

### Errores en los ejes

En un escáner láser puede haber hasta tres ejes de rotación, debido a las tolerancias en la fabricación, estos ejes no están perfectamente alineados, lo que nos proporciona un error en la medición.

## **3.4.2. Errores relacionados con los objetos**

Los escáneres miden la reflexión del haz láser sobre una superficie. El haz láser está afectado por la absorción de la señal que viaja por el aire, la reflexión del material sobre el que se mide y el ángulo de incidencia entre el haz láser y la superficie medida. Dependiendo de la reflectividad de la superficie a medir las observaciones serán más o menos fiables, es decir, cuando trabajamos sobre una superficie oscura la precisión del punto será menor debido a que la señal reflejada será muy débil y cuando trabajamos sobre una superficie con alta reflectividad (superficies brillantes) las mediciones obtenidas serán más fiables. Sin embargo, si la reflectividad del objeto es demasiado



alta el haz láser se desviará totalmente, incidiendo en otra superficie o propagándose por el aire libre.

Aparte de los efectos de reflectividad, hay materiales que tienen una capa semitransparente que permite pasar el haz láser refractándose y reflejándose en el propio material, como puede ser la madera o el mármol. Debido a estos efectos se deberá de añadir una constante en las mediciones de la distancia, que se tendrá que tener en cuenta en su cálculo.

### **3.4.3. Condiciones ambientales**

#### Temperatura

La temperatura dentro del escáner puede ser bastante más alta que la temperatura de la atmosfera de alrededor del equipo. Esto se debe al calor interno del escáner o al calor proporcionado por una radiación externa como puede ser el sol. Esta fuente de radiación externa puede calentar un lado del escáner dilatándolo y como resultado distorsionado los datos tomados por el escáner. A parte de la temperatura del escáner también hay que tener en cuenta la temperatura de la superficie a escanear, ya que si escaneamos una superficie que está a alta temperatura como un entorno industrial puede causar que se reduzca la señal ruido y como consecuencia que empeoren las precisiones de las mediciones.

#### Atmósfera

Los escáneres láser solo funcionan adecuadamente cuando se utilizan dentro de un rango de temperatura, e incluso dentro de este rango se pueden observar desviaciones en las distancias. Estas desviaciones en las distancias se dan como consecuencia de variaciones atmosféricas de temperatura, presión y humedad, lo que afecta al índice de refracción y modifica la longitud de la onda electromagnética. Esto significa que la velocidad de la luz del láser depende en gran medida de la densidad del aire.

#### Interferencia de radiación

Los escáneres láser trabajan en una banda de frecuencia muy estrecha y la precisión en la distancia puede estar influenciada por una radiación externa. Para evitar que esto suceda se pueden aplicar filtros especiales de interferencia óptica para que sólo las frecuencias correctas alcancen el receptor.





### Distorsión por movimiento

Durante el tiempo que tarda el escáner en tomar toda la nube de puntos se puede mover de manera que se distorsionarían los datos debido a que cada punto se toma en un tiempo diferente. Para solucionar este problema el escáner láser tendrá que estar montado sobre una plataforma estable de manera que se minimicen las vibraciones. Pero además el objeto a escanear tendrá que permanecer estático, ya que el escáner también se mueve por cambios de temperatura.

#### **3.4.4. Errores metodológicos**

Este tipo de errores se deben a la metodología empleada o a la experiencia que tienen los usuarios con esta tecnología. También pueden darse este tipo de errores si se toma una incorrecta elección del escáner a utilizar.



## **4. METODOLOGÍA GENERAL LEVANTAMIENTO LÁSER ESCANER**

### **4.1. Planificación**

La planificación de un escaneado láser debe contener, como mínimo, los siguientes apartados.

#### **4.1.1. Determinar los objetos**

Es necesario conocer cuáles son las necesidades del trabajo antes de comenzar el escaneado de los elementos. Para ello, habrá que saber responder a las siguientes cuestiones: Motivo por el que se busca escanear y qué se quiere obtener con los datos capturados. Esta información reflejará el nivel de detalle que se busca en el elemento a escanear, y en base a ello determinar una resolución u otra, es decir, una densidad de puntos o patrones específica.

En el actual TFM se realizan escaneados de extremidades humanas en busca de abrir una línea de investigación en torno al estudio y desarrollo de prótesis con esta tecnología. Los diferentes motivos por los que puede ser interesante el empleo de los escáneres láser 3D se citan a lo largo del apartado ‘2.1. Justificación’.

#### **4.1.2. Análisis del área a levantar**

Es importante recopilar información sobre el elemento a escanear para tener una idea de la complejidad del trabajo y del tiempo que nos puede ocupar realizar la tarea. La resolución requerida y la precisión de la documentación vienen condicionadas por las escalas a las que se vaya a tratar. Dependiendo de la naturaleza del elemento y la información recopilada, se toma una decisión sobre cuál es la técnica más adecuada, y por ende el/los equipos láser escáner 3D que más se ajustan a los objetivos previstos.

Se considera que para aplicaciones protésicas, los escáneres más adecuados son los que permitan trabajar a corta distancia y que además den la opción de moverse en torno a la persona para la captura de datos.



### **4.1.3. Posiciones óptimas del laser escáner 3D**

Una vez determinada la información referente al lugar de escaneado y el tipo de equipo que se va a emplear, se realiza una planificación del emplazamiento del equipo láser escáner y de los puntos de referencia si fueran necesarios. Para determinar cuál es la posición más adecuada es aconsejable tener en cuenta una serie de condiciones: comprobar que desde la/s ubicaciones consideradas se cubre la mayor área posible sin obstáculos y se producen las mínimas sombras posibles, comprobar que se cumplen los alcances mínimos y máximo para la precisión requerida teniendo en cuenta que cuanto mayor sea la distancia al elemento menor será la precisión y la resolución; evitar ángulos muy agudos ya que en estos casos es posible una incorrecta reflexión del haz láser.

El equipo considerado adecuado para el objetivo de este TFM ha de permitir la movilidad del mismo, por lo que la planificación de la posición de éste se basa en facilitar el movimiento del escáner en torno al sujeto y mantener la distancia (escáner-persona) mínima y máxima establecida por el fabricante para una correcta toma de datos.

## **4.2. Trabajo de campo**

Incluye todas las tareas necesarias para llevar a cabo la planificación estudiada previa al escaneado.

### Preparación del escaneado

Se facilitará un entorno donde realizar la toma de datos, libre de obstáculos para permitir un movimiento adecuado del equipo láser escáner 3D y con los elementos de apoyo adecuados para el escaneado de las extremidades.

### Conexión del escáner

El equipo láser escáner 3D se conectará a un ordenador portátil que permitirá determinar las propiedades de escaneado y registrar todos los puntos o mallas que tome el escáner. Esta tarea incluye conectar el equipo a una batería o red eléctrica y preparar el escáner y software pertinente para la toma de datos.

### Ajustar el escáner

Una vez el programa de control del escáner haya establecido una conexión con el equipo, se deben de especificar los parámetros que se van a utilizar en el proceso del escaneado (distancia entre puntos o patrones, área a escanear, filtrados por



distancia para asegurar que los datos obtenidos están dentro del rango de distancia deseado, etc.).

### **4.3. Toma de datos**

Antes de comenzar a realizar el escaneado se decidirá cuál será la resolución, es decir, cuál será el nivel de detalle. Para determinar la resolución hay que tener en cuenta cuál es el detalle más pequeño que se desea representar y la precisión máxima que puede ofrecer el instrumental.

La resolución del escaneo es un parámetro que el usuario suele poder configurar en el instrumento, pero la resolución de la nube de puntos o mallado resultante es algo que depende de la situación del instrumento respecto al elemento escaneado. Esto se debe a que la separación entre puntos o patrones no es uniforme en toda la superficie escaneada, ya que el modo de dispersión de las mediciones es esférico. Dependiendo del alejamiento y de la orientación de la superficie respecto al escáner, la densidad de las nubes de puntos o mallas en el modelo variará.

Finalmente se realizará el escaneado de los elementos objeto de interés según la planificación realizada previamente.

### **4.4. Preparación de los datos**

Finalizada la toma de datos, se analiza la información capturada. Cada escáner almacena los datos brutos de diferente forma, por lo que puede existir la necesidad de transformar unos formatos a otros para trabajar con programas específicos. La fase de preparación incluye la documentación de los datos (qué se ha escaneado y como se ha almacenado o procesado) y la depuración de ruido de los escaneados.

Dependiendo de la tarea a realizar será conveniente emplear un formato u otro. Por ejemplo, si lo que se desea es modificar un modelo, el formato \*.step permite la deformación completa de éste, mientras que si se deseara realizar una impresión 3D el formato \*.stl sería el idóneo por ser un formato de intercambio universal.

#### **4.4.1. Formatos 3D**

Los formatos más comunes para la obtención y manipulación de ficheros 3D son los siguientes:



### Formato \*.obj

El formato \*.obj es un formato de archivo de geometrías que fue desarrollado por primera vez por Wavefront Technologies para su paquete de animación Advanced Visualizer. Es un formato libre que ha sido adoptado por otras aplicaciones 3D, por lo que se puede considerar como un archivo de intercambio universal.

El formato \*.obj puede estar almacenado en código ASCII o binario. Si se almacena en código ASCII, puede ser leído por cualquier editor de texto, pero ocupa notablemente más que si está en código binario.

El formato \*.obj representa la geometría 3D mediante polígonos que a su vez se definen de vértices, líneas y caras. También almacena información adicional como son las coordenadas de los vértices, las normales de las caras y la textura del objeto. Para poder trabajar con las texturas, es necesario que el archivo \*.obj venga acompañado con un archivo de extensión \*.mtl que contiene el material o textura del objeto. Por lo tanto este formato soporta tanto objetos poligonales como objetos de cualquier forma. La forma poligonal usa puntos, líneas y caras para definir los objetos y la forma libre utiliza curvas y superficies. Las coordenadas que trae el formato \*.obj no tienen unidades, por lo que estos ficheros pueden contener información de escala.

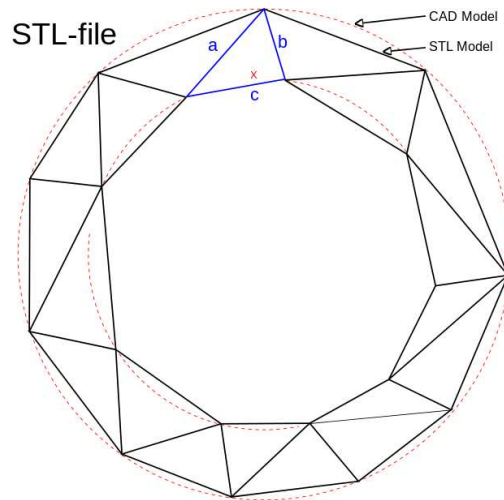
### Formato \*.stl

El formato de archivo estándar del prototipado rápido es el archivo \*.stl o también llamado archivo stereolitográfico. Este tipo de archivo utiliza una malla de pequeños triángulos sobre las superficies para definir la forma del objeto. Para que un objeto definido en un archivo \*.stl se construya correctamente los triángulos deben encajar perfectamente entre ellos sin huecos ni superposiciones. \*.stl es un formato de salida estándar para la mayor parte de los programas CAD y el número de triángulos a utilizar puede ser definido por el usuario. Al igual que ocurre con todos los archivos, cuantos más triángulos contenga la malla, mejor se representará una superficie abrupta (mejor se adaptará la malla), pero el archivo pesará más y su manejo será más complicado.

Dadas las diferencias entre el formato \*.stl y los formatos 3D de origen, las conversiones suelen dejar fallos estructurales en el modelo. Por lo tanto, los archivos \*.stl deben ser comprobados usando un software especial antes de ser utilizados para fabricar un modelo. Los pequeños errores pueden repararse de manera automática con el software, pero los errores graves o ambigüedades pueden requerir otro tipo de reparación.

Algunos software permiten seleccionar la densidad del archivo \*.stl exportado (el número de polígonos que definen el sólido), mientras que otros sólo ofrecen la opción de seleccionar el nombre del archivo y las opciones ASCII/BINARY. Los paquetes que no

ofrecen exportación directa a \*.stl probablemente exportarán a otros formatos comunes (DXF, 3DS, etc.) que pueden convertirse con facilidad a STL.



[Figura 18]. **Diferencia de formatos entre .STL y .CAD.** Wikipedia. Obtenido de <http://en.wikipedia.org/>. (Noviembre del 2014).

### Formato \*.ply

El formato PLY es un formato para la representación de objetos 3D conocido como Polygon File Format o Stanford Triangle Format.

Como los anteriores formatos, fue principalmente diseñado para almacenar información en tres dimensiones medida con escáneres 3D. Soporta una simple descripción de cada objeto como una lista de polígonos nominales. Se pueden almacenar una variedad de propiedades incluyendo transparencia, normales de superficie y coordenadas de textura. El formato permite tener diferentes propiedades tanto en la parte delantera como trasera de los polígonos. También, como en los otros formatos, es posible su almacenamiento en ASCII o en binario.

Se ha demostrado que el formato \*.ply tiene varias limitaciones como son el número máximo de polígonos a exportar y las texturas.

### Formato \*.gts

El formato GTS se basa en GNU Triangulated Surface Library. Es un software de libre distribución desarrollado para proveer una serie de funciones útiles para trabajar con superficies 3D representadas con triángulos interconectados, incluyendo la detección de las colisiones entre triángulos, la multiresolución de modelos, triangulaciones constreñidas de Delaunay y una serie de operaciones como son la unión, intersección y diferencia. La fuente del código está disponible gratis bajo la licencia gratuita de LGPL.



El código está completamente escrito en código C, un lenguaje orientado a objeto designado por GTK. Se presta una atención especial a las cuestiones relacionadas con el rendimiento, ya que el objetivo inicial de GTS es proporcionar una biblioteca sencilla y eficaz para los científicos que se ocupan de mallas de superficie computacionales 3D.

#### Formato \*.step

Este formato procedente de la norma ISO 10303 también es conocido como \*.step (acrónimo de Standar for the Exchange of Product model data), un estándar del modelo de datos para intercambio de productos. Su desarrollo comenzó en 1984 con el objetivo de desarrollar una norma única internacional capaz de cubrir todos los aspectos del intercambio de datos de CAD/CAM.

Es un estándar internacional para la representación e intercambio de información de productos industriales. El objetivo es proveer un formato que sea capaz de describir la información de un producto a través del ciclo de vida del producto, independientemente de cualquier sistema en particular que lo haya utilizado. La naturaleza de esta descripción la convierte en la adecuada no solo para un intercambio neutral de archivos, sino que también es una base para implementar y compartir bases de datos de productos y archivos.

Típicamente \*.step puede ser usado para intercambiar datos entre CAD, CAM, CAE, PDM/EDM y otros sistemas CAx. \*.step soporta modelos de diseño mecánico, eléctrico, análisis y manufactura, con información adicional específica de varias industrias tales como automotriz, aeroespacial, construcción de edificios, barcos, aceite y combustibles, plantas de proceso y otros.

### **4.5. Tratamiento de los datos y resultados**

Comprende todas las tareas requeridas para la obtención del objetivo final. Mediante los datos obtenidos por un láser escáner 3D es posible realizar una gran diversidad de trabajos, por lo que antes de comenzar a manipular los datos se deberá tener presente en todo momento qué se quiere obtener.

Tareas como fusión de escaneados, depuración de las nubes de puntos o mallados, modelado de figuras, aplicación de texturas, etc. pueden ser algunas de las tareas de tratamiento previas a la obtención de los resultados finales, en las que la elección del software cambia según el ámbito de trabajo y necesidades.

Los procedimientos seguidos en el presente TFM se reducirán, como se verá posteriormente, a la depuración de los datos registrados desde el escáner y la aplicación de parches y recortes.

## 5. LÁSER DE LUZ ESTRUCTURADA ARTEC MHT

Considerando los objetivos planteados, las diferentes técnicas de medición, los recursos disponibles y los posibles inconvenientes, se ha considerado junto a la empresa colaboradora de este trabajo, Topoingeo S.L., emplear el láser de luz blanca estructurada Artec MHT de Artec 3D scanners. Facilitado por David Jiménez, José María Bezares y el resto del equipo de Topoingeo S.L., que además ha ofrecido un soporte humano y material constante a lo largo de la elaboración del presente TFM.



[Figura 19]. **Escáner de luz estructurada Artec MHT.** Artec 3D scanners. Obtenido de <http://www.artec3d.com/>. (Noviembre del 2014).

El escáner Artec MHT es un escáner dinámico de alta resolución basado en el principio anteriormente explicado de luz estructurada, y que además es capaz de capturar textura de los objetos de hasta 24 bits por pixel, lo que significa que tiene una calidad equivalente a las cámaras de video actuales. Las características generales de este escáner son la precisión y la rapidez con la que consigue las mallas 3D del objeto, pudiendo realizar varios recubrimientos en poco tiempo. Basta con mantener sujeto el escáner a una distancia media del objeto (0.4 - 1m según el fabricante) durante el escaneado. No son necesarios ni estacionamientos ni calibraciones previas a la toma de datos, lo que si se necesitaría es un postproceso para la unión de las diferentes tomas y para poder obtener una única malla fusionada.





[Figura 20]. **Proceso de escaneado con Artec MHT.** Artec 3D scanners. Obtenido de <http://www.artec3d.com/>. (Noviembre del 2014).

### Especificaciones técnicas

Tipo de material	<b>Plástico, madera, yeso, piedra y metal en general</b>
Resolución 3D	<b>Hasta 0,5 mm</b>
Precisión de punto 3D	<b>Hasta 0,1 mm</b>
Precisión 3D respecto de la distancia	<b>Hasta 0,15 % sobre 100 cm</b>
Resolución de textura	<b>1,3 mp</b>
Colores	<b>24 bpp</b>
Fuente de luz	<b>Bombilla tipo flash (sin láser)</b>
Distancia de trabajo	<b>0,4 - 1 m</b>
Área de escaneado, Alto x Ancho en el rango más cercano	<b>214 x 148 mm</b>
Área de escaneado Alto x Ancho en el rango más lejano	<b>536 x 371 mm</b>
Campo de visión angular Alto x Ancho	<b>30 x 21°</b>
Relación de fotogramas de video	<b>15 fps</b>
Tiempo de exposición	<b>0,0002 s</b>
Velocidad de obtención de datos	<b>Hasta 288.000 puntos/s</b>
Procesador Multi core	<b>Si</b>
Dimensiones Alto x Profundidad x Ancho	<b>180 x 187 x 260 mm</b>



Peso	<b>1,6 kg</b>
Consumo de energía	<b>12V, 40W</b>
Interfaz	<b>2 x USB 2.0</b>
Formatos de salida	<b>OBJ, STL, WRML, ASCII, AOP, CSV, PLY</b>
Capacidad de procesamiento	<b>40.000.000 triángulos / 1GB RAM</b>
Sistemas operativos	<b>Windows Vista x64, Windows 7x 64</b>
Requerimientos mínimos	<b>Intel Core Quad (I5 or I7 recomendados) 8Gb RAM, Nvidia GeForce 9000</b>



## **6. PRUEBA EXPERIMENTAL**

### **6.1. Toma de datos**

La toma de datos se dividió en diferentes partes. Una primera consistió en la determinación del emplazamiento para llevar a cabo la captura de datos, así como hallar una posición en la que el voluntario pudiera mantenerse lo más inmóvil posible durante la toma.

El equipo Artec MHT permite su movimiento durante el escaneado (escáner dinámico), posibilitando la adquisición de datos desde diferentes ángulos y facilitando así el recubrimiento completo de las extremidades, pero no que exista un movimiento entre ambas partes (extremidad/escáner), ya que afectaría al postproceso, en la unión de tomas para la malla final. La dificultad de que el voluntario se mantuviera inmóvil de forma prolongada y, en menor medida, la falta de puntos singulares en las extremidades que permitieran la definición de puntos homólogos para la unión de diferentes escaneados, hizo que se llegara a la conclusión de recubrir cada miembro con un solo escaneado ininterrumpido como la opción más apropiada.

La necesidad de mantener una distancia mínima de 40 cm respecto al elemento a escanear (según especificaciones técnicas) se convirtió en el primer contratiempo a resolver, ya que existían zonas de difícil acceso para el escáner como pasar entre el torso y el brazo o entre las piernas del modelo.

Para el escaneado de la extremidad inferior, la primera opción planteada fue el empleo de una banqueta colocada sobre una plataforma. Con el cuerpo erguido, el voluntario apoya una extremidad completamente extendida sobre la plataforma mientras descansa la rodilla de la extremidad homóloga sobre la banqueta, facilitando el barrido del escáner sobre la pierna extendida. Por precaución se optó por realizar un segundo escaneado de la zona, en esta ocasión el voluntario simplemente tuvo que permanecer de pie con las piernas separadas una distancia algo mayor a la anchura entre sus hombros.

Al proceso de escaneado de la extremidad superior se le añadió la ayuda de un trípode para el apoyo del brazo. Sobre la plataforma el voluntario se sienta en la banqueta mientras se ayuda del trípode para mantener el brazo lo más inmóvil posible a cierta distancia del cuerpo.

Determinadas las posiciones, se procedió a la instalación y conexión del equipo Artec MHT dentro de las instalaciones de Topoingeo S.L. en Madrid.

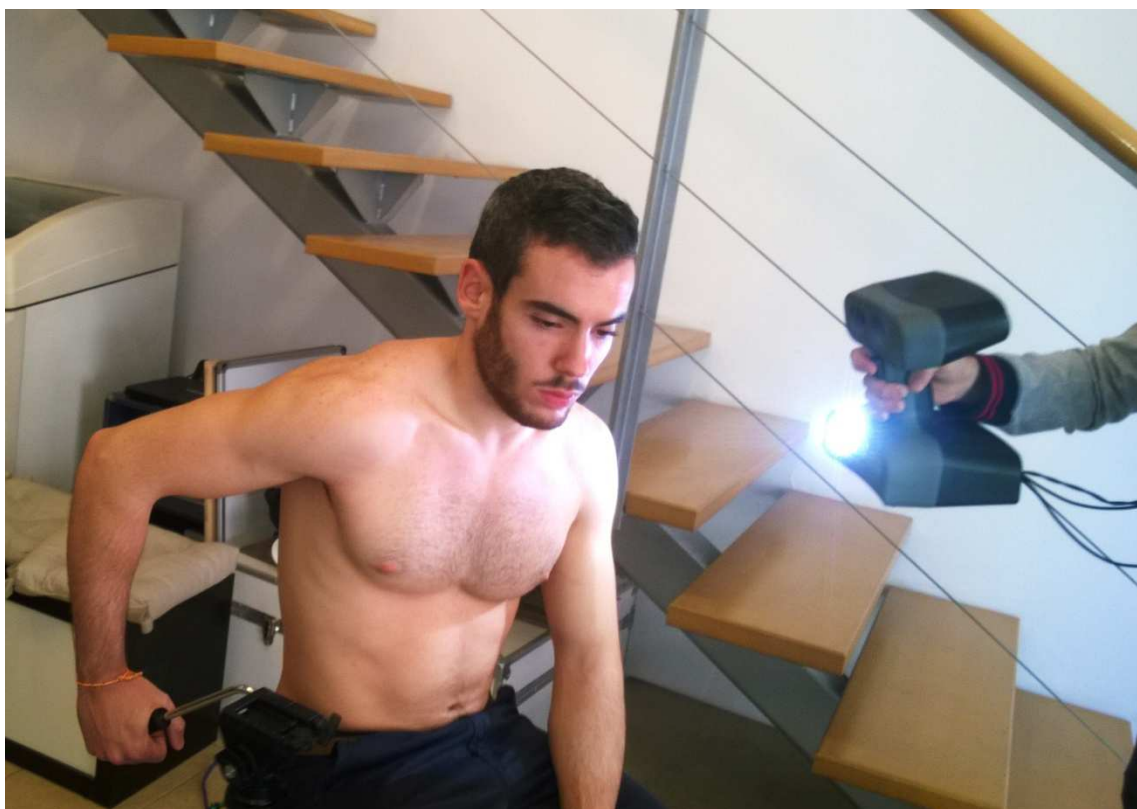


[Figura 21]. **Prueba de viabilidad de la posición escogida en el escaneado.** Fuente propia.

Realizadas las tareas previas descritas en el apartado ‘4.2. Trabajo de campo’, se procedió a la toma de datos. Si bien la toma es sencilla y rápida, hay que tener una serie de precauciones para que el resultado sea óptimo.

Los escaneados deben realizarse a una velocidad lenta pero constante, procurando recubrir totalmente las extremidades. También se debe mantener una distancia al objeto constante (mínimo 40 cm), para que no haya fallos de escala. Es importante que al ir rodeando los miembros, se mantenga una zona de recubrimiento entre toma y toma que esté a un ángulo parecido, para así poder unir las diferentes pasadas lo más precisamente posible. Gracias al reducido tiempo de exposición para cada toma (0.0002 seg) y al movimiento lento pero constante, la unión de las diferentes tomas no debería ser un problema. Hay que prestar cierta atención a la luz ambiente, ésta debe ser tenue, ya que debe influir mínimamente en la adquisición de la luz estructurada por la cámara.

Una vez sincronizado el equipo láser escáner con el software ‘Artec Studio’ a través del ordenador portátil, se comenzó el registro de los escaneados.

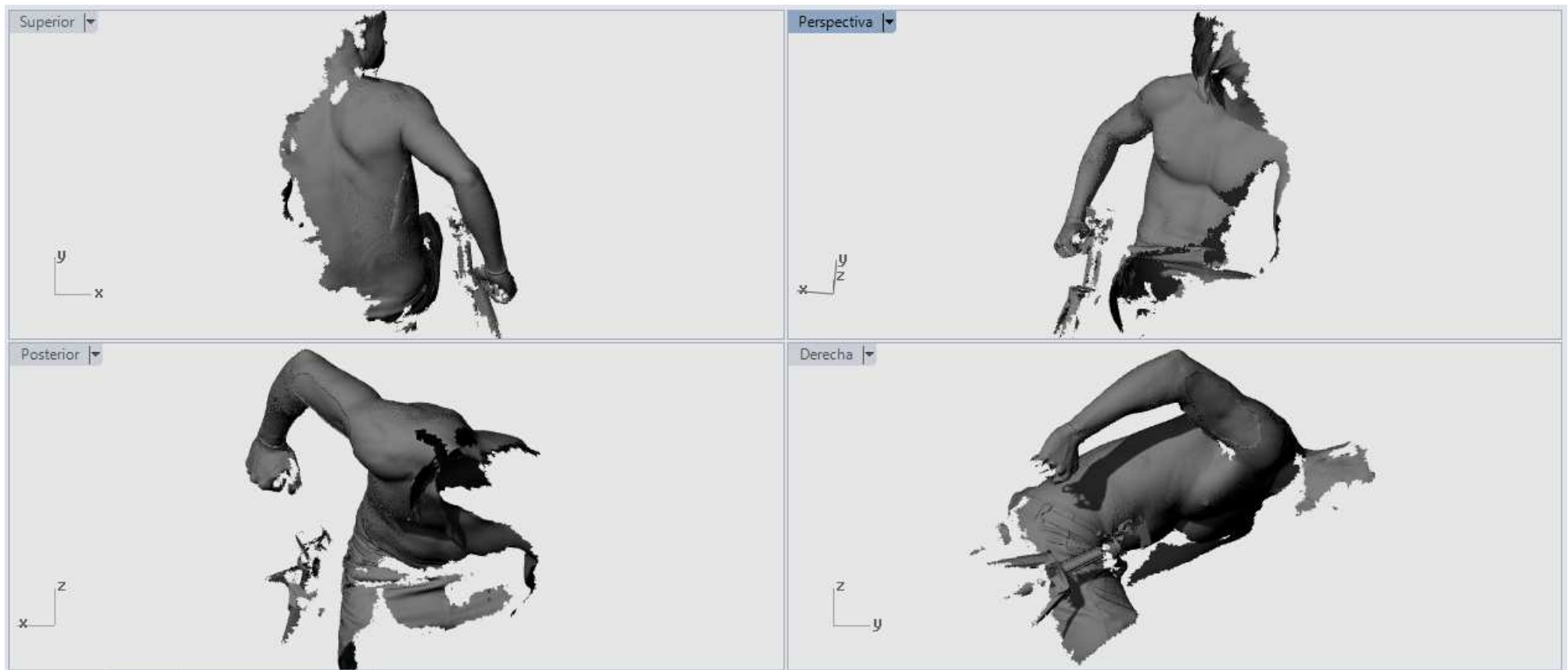


[Figura 22]. Captura de datos con el equipo Artec MHT. Fuente propia.

## 6.2. Tratamiento de datos

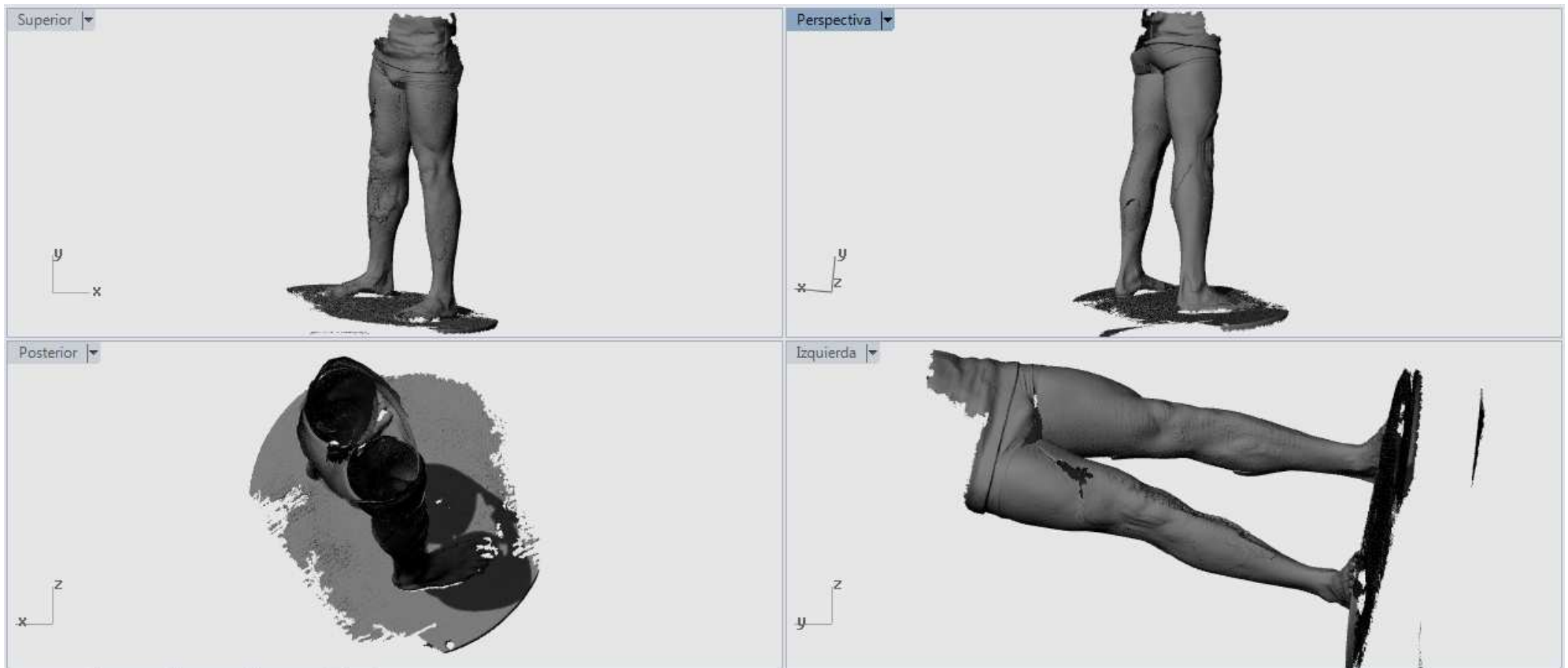
Al realizar un escaneo ininterrumpido sobre cada extremidad no es necesaria la identificación de puntos homólogos y posterior transformación 3D para el encaje o unión inicial de diferentes registros. En su lugar se procederá directamente a la creación de una sola malla de cada miembro mediante la fusión automática de las diferentes tomas mediante algoritmos matemáticos ya implementados en el software propio de ‘Artec Group Company’, el Artec Studio.

El modelo inicial del registro de la zona superior del cuerpo se consideró aceptable [Figura 23]. Diferente fue el registro de la zona inferior. Como se planteó inicialmente, el resultado del modelo en la primera posición mostraba multitud de zonas sin información, además de zonas quebradas en superficies originalmente homogéneas. Por esta razón se optó por emplear el modelo adquirido de la segunda posición [Figura 24]. Como se observará a continuación, la falta de información y espacios abruptos se mantiene en ambas extremidades.



[Figura 23]. Conjunto de exposiciones para el miembro superior del equipo Artéc MHT. Fuente propia.



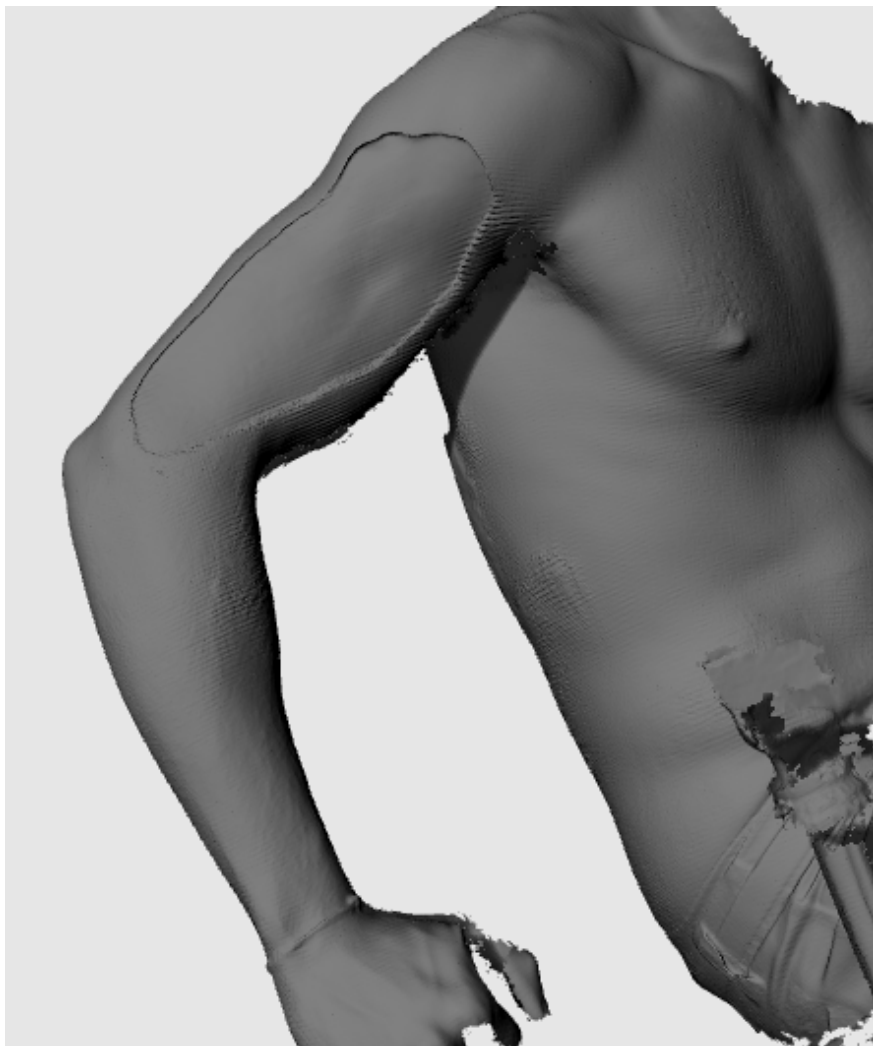


[Figura 24]. Conjunto de exposiciones para el miembro inferior del equipo *Artec MHT*. Fuente propia

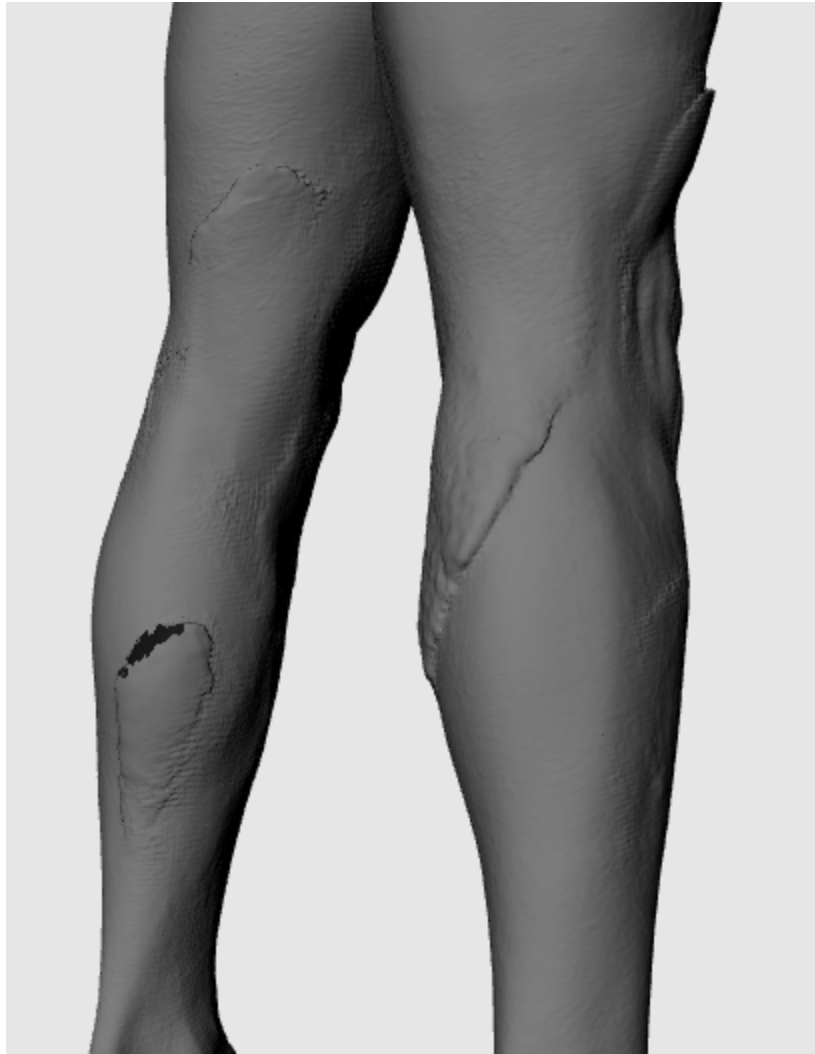


El formato seleccionado para la obtención de los modelos mallados fue el Polygon File Format (\*.ply). Al tratarse de la modelización de zonas homogéneas y sin la necesidad de captura de texturas, el formato \*.ply se ha considerado oportuno, permite una descripción básica de agrupaciones, puede almacenarse en formato binario y es generalmente soportado por los programas de modelado 3D.

El proceso de unión trata de realizar un ajuste fino mediante los algoritmos matemáticos. Factores como no mantener una distancia media entre escáner y el cuerpo o el movimiento del voluntario, pueden provocar un mal ajuste de las diferentes tomas, dejando ver irregularidades en la unión final. Esta clase de irregularidad se vio reflejada en nuestro ajuste. Tanto en el escaneado del brazo como en el de la pierna fue necesario la eliminación de tomas que estiraban el modelo, provocando la formación de saltos abruptos en zonas homogéneas.

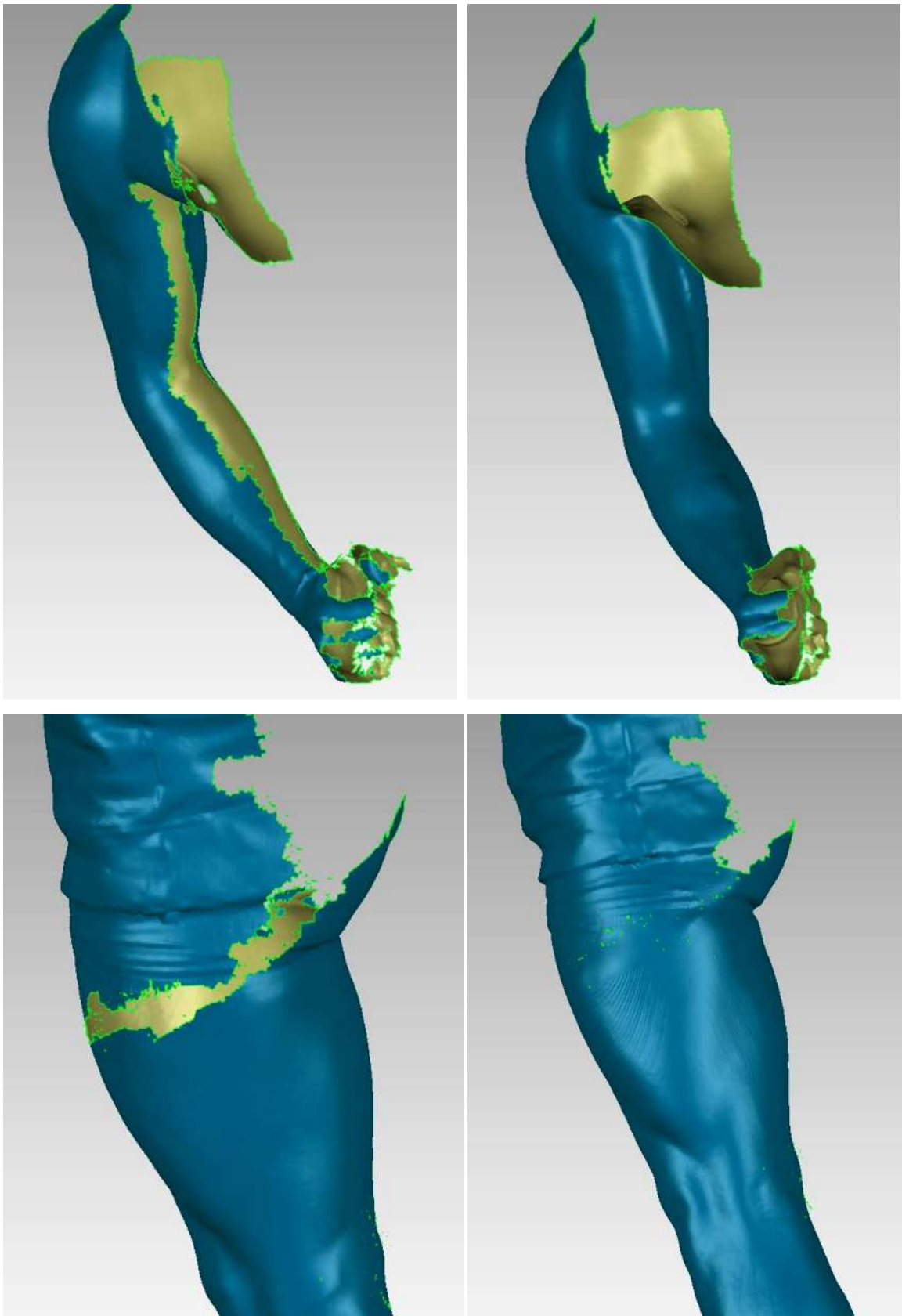


[Figura 25]. **Ajuste inicial del modelo sin depuración previa (brazo).** Fuente propia.



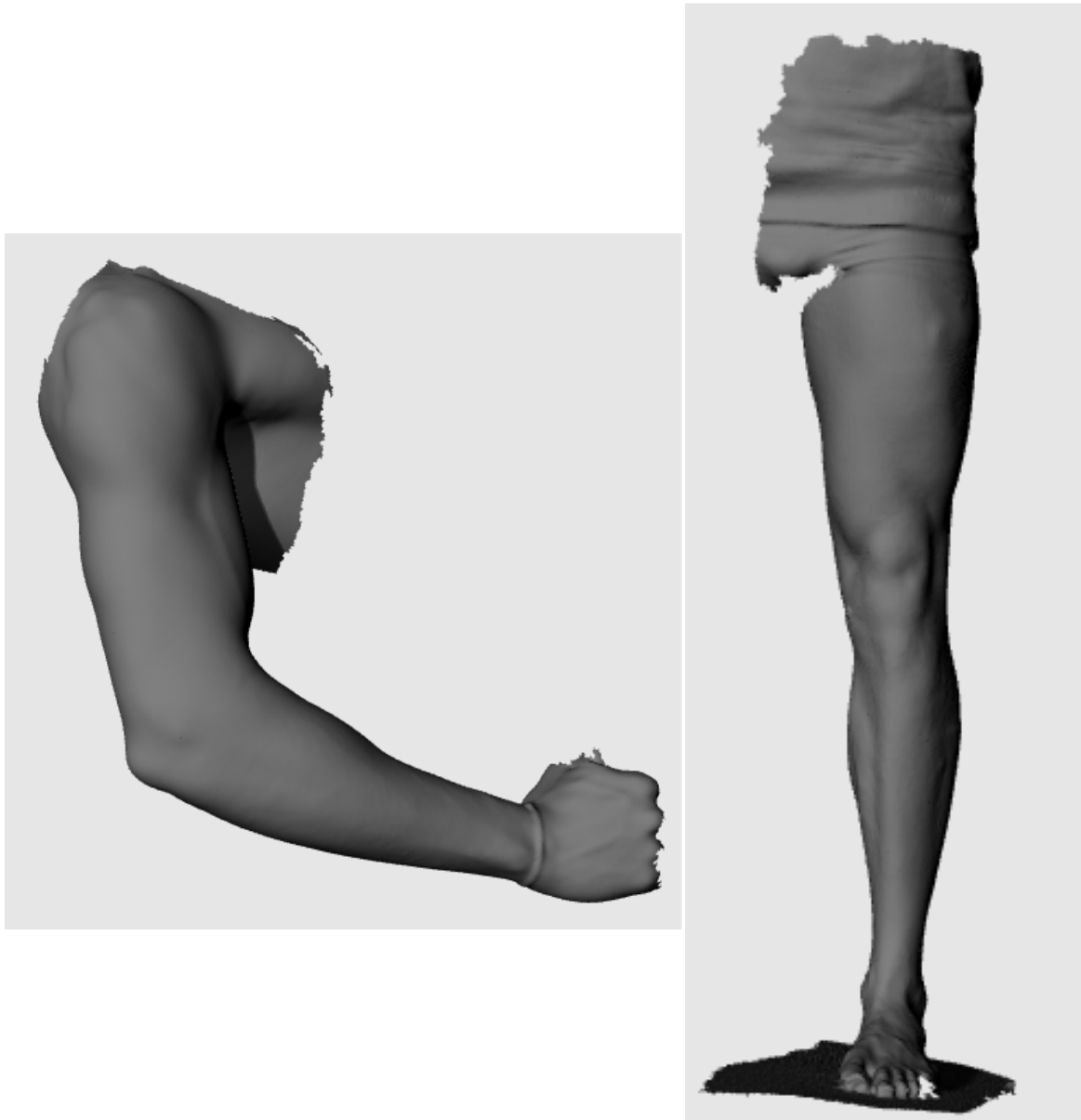
[Figura 26]. **Ajuste inicial del modelo sin depuración previa (piernas).** Fuente propia.

Realizado el depurado, se procedió con la creación de la malla final. Debido a la dificultad de acceder con el escáner a las partes interiores del brazo y la pierna, el mallado obtenido sufría de zonas sin información, zonas donde los haces de luz no habían conseguido llegar. La solución adoptada para recubrir las zonas sin información fue la creación de parches a través del software de modelado ‘Geomagic’ que, siguiendo la morfología de cada extremidad alrededor de estos vacíos, permite el cerramiento progresivo de pequeñas zonas no escaneadas. El resultado final después del proceso de parcheado se muestra a continuación:



[Figura 27]. Modelos antes y después del parcheado. Fuente propia.

Parcheados los modelos, la última fase de depuración consiste en eliminar las zonas del mallado que no son objeto de estudio. Para tal fin se empleará el software de modelado 3D ‘Rhinceros 5’. Las zonas a suprimir son las no comprendidas entre el hombro y la muñeca para el miembro superior, y el tobillo y el muslo para el miembro inferior.



[Figura 28]. **Modelos previos al recorte final.** Fuente propia.

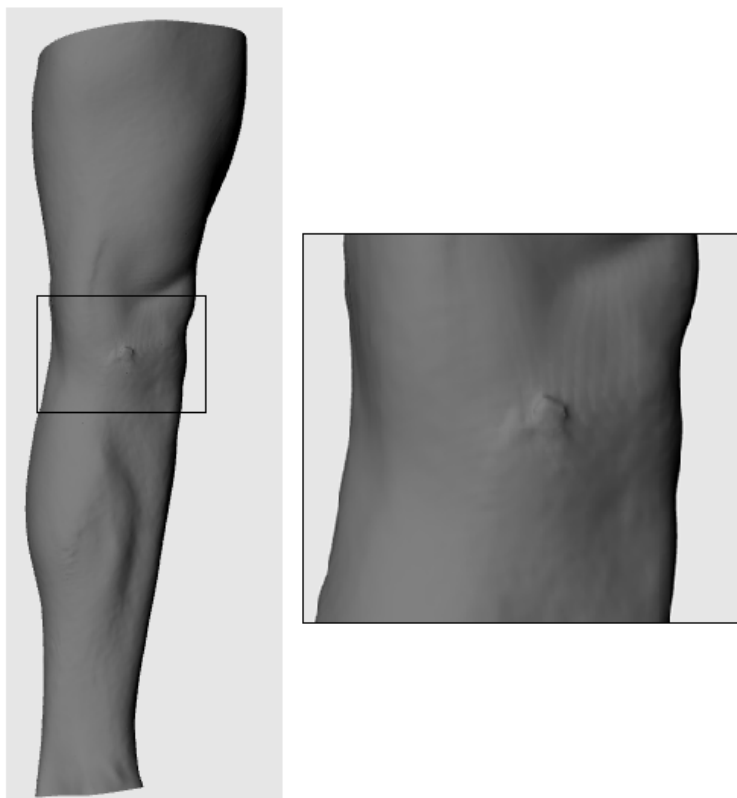


### 6.3. Modelo 3D

La medición mediante el escáner Artec MHT de luz blanca estructurada presenta según el fabricante una resolución 3D de hasta 0,5 mm y una precisión 3D de cada punto de hasta 0,1 mm.

La resolución 3D indica que se obtiene una medición de un punto espaciado del siguiente 0,5 mm en el mejor de los casos, por lo que teniendo en cuenta que los equipos que trabajan con luz estructurada ofrecen directamente una malla, ésta contará con unos polígonos de unos 0,5 mm de tamaño aproximadamente. La precisión de cada punto 3D nos mostrará el nivel de fidelidad que posee la malla con respecto a la superficie real.

El resultado obtenido sobre ambas extremidades es satisfactorio para los objetivos que se persiguen en este TFM. Para tomas futuras habrá que tener en cuenta que si bien el emplazamiento escogido para la toma de datos es el adecuado al anular posibles interferencias lumínicas, causas como el movimiento involuntario de la persona o no disponer de una estructura de soporte estable para el voluntario, que permita el recubrimiento completo de los miembros manteniendo una distancia constante, pueden provocar sombras y alguna irregularidad en el modelo.

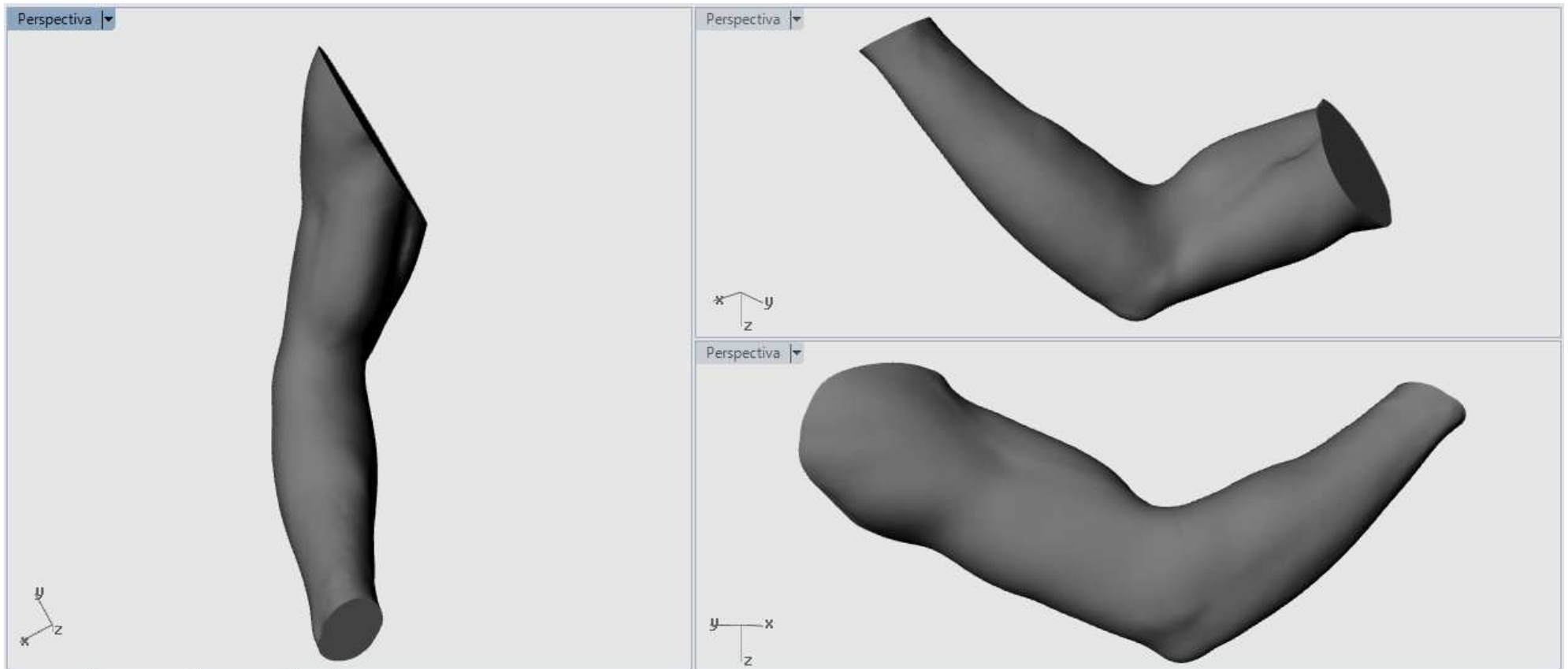


[Figura 29]. Irregularidad en el modelo. Fuente propia.

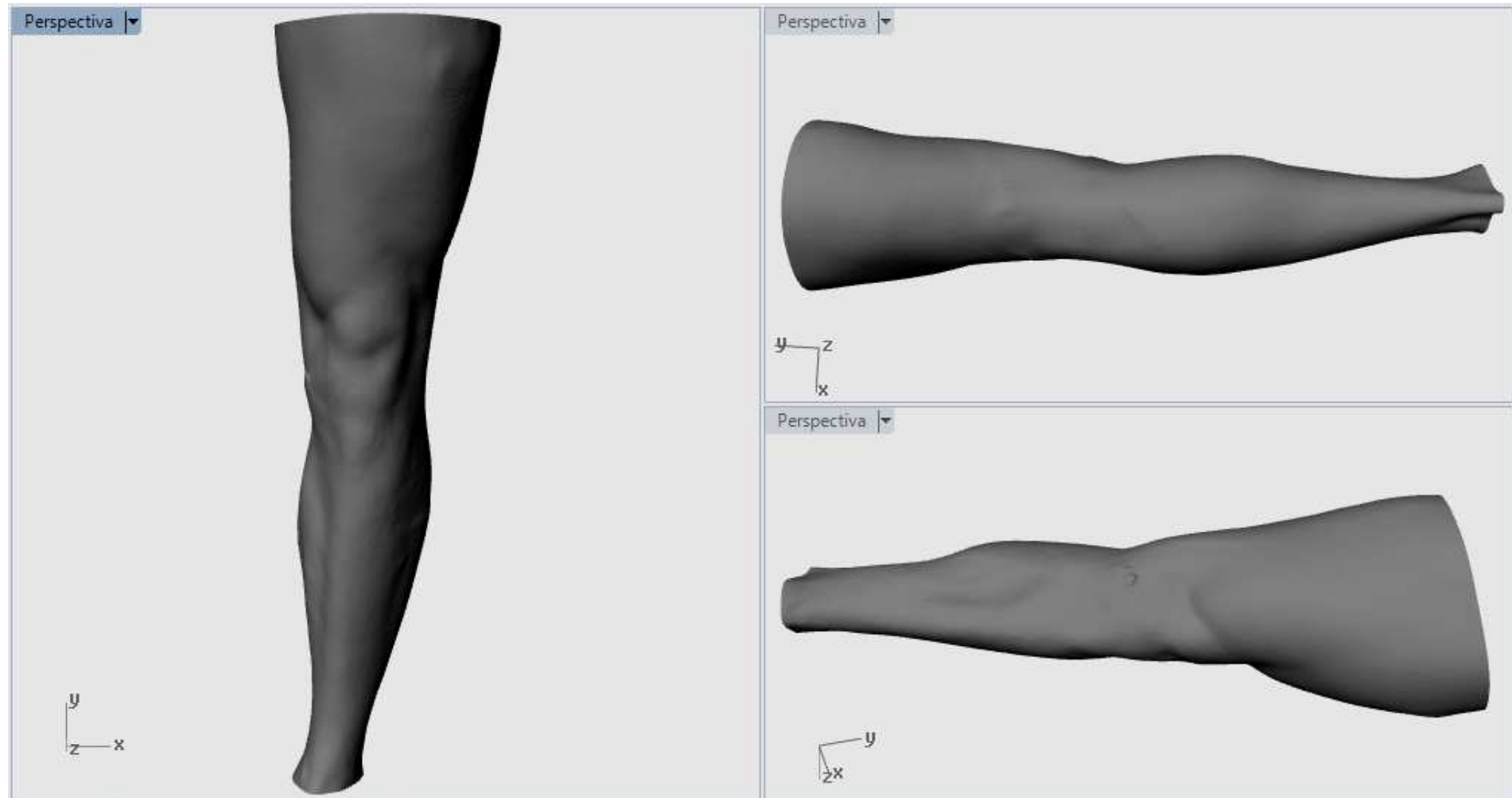


Como resultado del trabajo se obtiene un modelo preciso en cuanto a resolución (más de 220.000 polígonos en el mallado del brazo y más de 340.000 polígonos en la pierna), con una precisión interna de orden milimétrico.

Los modelos finales depurados se muestran a continuación.



[Figura 30]. **Brazo depurado.** Fuente propia.



[Figura 31]. **Pierna depurada.** Fuente propia.





## 7. CONCLUSIONES METODOLÓGICAS

Un aspecto considerado influyente en el resultado final, han sido las condiciones de medición con el escáner de luz estructurada. Aun alcanzando resultados óptimos, han existido zonas de sombra donde el escáner no ha podido registrar datos por la imposibilidad de recubrir los miembros en su totalidad. La búsqueda de una estructura de apoyo para el voluntario que permitiera la relajación y estabilidad de sus miembros, a la vez de accesibilidad entorno a éstos, sería uno de los aspectos que cabría mejorar en futuras tomas que se realicen para casos concretos, más si se tiene en cuenta que el objetivo del presente TFM posee en su foco de aplicación personas con posibles problemas de movilidad.

A lo largo del tratamiento de datos se ha apreciado que la potencia del ordenador influye en el proceso de trabajo. Tratándose de mallas simples que no llegan a medio megabyte de tamaño, en ciertos momentos la lentitud en el procesamiento de algunas tareas ha resultado tedioso y, en alguna ocasión, imposible el trabajo con varios modelos simultáneos a pesar de disponer un ordenador portátil de gama media (Toshiba Satellite L500-22R).

Finalmente, salvando los inconvenientes, los resultados obtenidos muestran aspectos positivos en la aplicación de tecnologías láser escáner 3D en el estudio y desarrollo de sistemas protésicos.

Como se ha comentado, una de las ventajas que ofrece el método de medición es el tiempo y facilidad en la toma de datos. No es necesaria una preparación especial para la medición por lo que se facilita y se agiliza la misma. Sujetando el instrumento con el brazo y siguiendo una serie de sencillas pautas a la hora de medir, casi cualquier usuario con una preparación previa es capaz de realizar la medición mediante este método. Diferente es el procesado de los datos, aunque sencillo, es necesario tener conocimientos sobre el software propio del equipo Artec MHT (Artec Studio), así como conocimientos sobre diferentes programas de modelado 3D (Rhinoceros, MeshLab, Geomagic, etc.) dependiendo de los objetivos a cumplir.

La facilidad y velocidad de escaneado, junto con la resolución y precisión de las mallas generadas a partir de los escaneados, pueden proporcionar una gran ayuda a lo largo de todo el proceso de desarrollo de prótesis ortopédicas. El estudio de la evolución volumétrica de muñones en búsqueda de patrones, exploración de puntos de deformación reales en sistemas protésicos bajo condiciones de carga y postura una vez implantados o análisis de puntos de desgaste de las prótesis, son algunas aplicaciones donde se considera que esta tecnología puede superar a los métodos tradicionales.



Bajo el análisis inicial realizado en presente Trabajo Fin de Máster para la aplicación de equipos láser escáner 3D en la observación y desarrollo de sistemas protésicos, se considera que el uso de éstas tecnologías 3D pueden aportar una importante ayuda a estudios protésicos, de forma individual o conjuntamente con otros sistemas como los programas de modelado 3D o las emergentes impresoras 3D.

### **7.1. Desarrollo de futuras investigaciones**

Posibles aspectos a desarrollar o investigar cara a futuros estudios se indican a continuación.

Resultaría interesante comprobar si es posible obtener una relación de precisión por la densidad de mallado (relación del número de vértices y caras de las mallas obtenidas de la superficie de los modelos), pues las precisiones que nos da el fabricante se refieren a condiciones idóneas que no son encontradas en la realidad. Considerando que las extremidades completas o remanentes son relativamente homogéneos, debería ser posible analizar la precisión de los modelos extraídos. Si además se añadiera al análisis de densidad de mallado un estudio comparativo, empleando otros escáneres (triangulación óptica) u otras metodologías (fotogrametría de objeto cercano, métodos analógicos tradicionales, etc.), el estudio de las precisiones de los modelos obtenidos sería completo. Existen aspectos que habría que tener presentes en el estudio, como la toma de datos de las extremidades con los métodos escogidos en un corto periodo de tiempo, ya que nos encontramos con miembros dinámicos donde la pérdida de musculatura o atrofiamiento de las extremidades o remanentes afectaría a los resultados por las altas precisiones con las que se trabaja.

Destinado a personas con amputaciones, la aplicación experimental de las tareas de este TFM sobre personas realmente amputadas es un paso más en el estudio de la aplicación de los nuevos equipos láser escáner 3D en aplicaciones protésicas.

Finalmente, aspectos como el estudio de materiales, estructuras y/o impresiones 3D para sistemas protésicos con la ayuda de los equipos láser escáner 3D, son líneas de desarrollo en futuras investigaciones.



## 8. PRESUPUESTO

Se presenta un presupuesto que refleja las labores necesarias para la consecución de un modelo digital 3D de sendos miembros, desde la preparación del emplazamiento de escaneado hasta la entrega digital del modelo al cliente.

### 1. CUADRO DE MEDICIONES

TRABAJO DE ESCANEADO		
Nº de Orden	Concepto	Unidades
1	Escaneado de extremidad. Incluye preparación del entorno de medición, conexión del equipo y registro y descarga de datos	2
2	Reconstrucción, depuración y presentación de extremidad y entrega	2

### 2. CUADRO DE PRECIOS SIMPLES

PERSONAL		
Nº de Orden	Clases de unidad. Concepto	Precio en euros
1	Día de I. en Geodesia y Cartografía (8 horas)	160
2	Día de Ayudante (8 horas)	100

EQUIPO		
Nº de Orden	Clases de unidad. Concepto	Precio en euros
3	Día de Escáner Artec MHT con Software Artec Studio	400
4	Día de Software de modelado 3D Rhinoceros 5.0	5

SEGURIDAD Y SALUD		
Nº de Orden	Clases de unidad. Concepto	Precio en euros
5	Seguro contra accidentes para el usuario a escanear	60

**3. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS**

<b>TRABAJO DE ESCANEADO</b>				
Nº de Orden	Clases de unidad. Concepto	Cantidades	Precio unitario	Precio total
1	Escaneado de extremidad. Incluye preparación del entorno de medición, conexión del equipo y registro y descarga de datos	0,5 día/s I.Geodesia y Cartografía	160€/día	505€
		0,25 día/s Ayudante	100€/día	
		1 día/s Escáner Artec MHT con Software Artec Studio	400€/día	
2	Reconstrucción, depuración y presentación de extremidad y entrega	0,375 día/s I.Geodesia y Cartografía	160€/día	65€
		1 día/s Software de modelado 3D Rhinoceros 5.0	5€/día	

**4. CUADRO DE PRESUPUESTO**

<b>TRABAJO DE ESCANEADO</b>				
Nº de Orden	Concepto	Unidades	Precio unitario	Precio total
1	Escaneado de extremidad. Incluye preparación del entorno de medición, conexión del equipo y registro y descarga de datos	2	505€	1.010€
2	Reconstrucción, depuración y presentación de extremidad y entrega	2	65€	130€

<b>SEGURIDAD Y SALUD</b>				
Nº de Orden	Concepto	Unidades	Precio unitario	Precio total
3	Seguro contra accidentes para el usuario a escanear	1	60€	60€



## 5. RESUMEN PRESUPUESTO

RESUMEN PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN MATERIAL	
TRABAJO	PRECIO TOTAL
Trabajo de escaneado	1.140,00 €
Seguridad y salud	60,00 €
	<b>1.200,00 €</b>

PRESUPUESTO FINAL	
<b>Precio de Ejecución Material</b>	<b>1.200,00 €</b>
13,00 % Beneficio Industrial	156,00 €
6,00 % Gastos Generales	72,00 €
<b>PRESUPUESTO BASE DE LICITACIÓN SIN IVA</b>	<b>1.428,00 €</b>
21,00 % IVA	299,88 €
<b>PRESUPUESTO BASE DE LICITACIÓN</b>	<b>1.727,88 €</b>

Asciende el presupuesto a la expresada cantidad de **MIL SETECIENTOS VEINTISIETE EUROS con OCHENTA Y OCHO CÉNTIMOS**.



## **9. RESULTADOS**

Como resultados finales se muestra una serie de fichas de detalle de los modelos obtenidos, así como una serie de modificaciones sobre los mismos a fin de mostrar algunos ejemplos de las posibilidades que ofrecen los modelos digitales 3D de las extremidades adquiridos a partir de los equipos láser escáner 3D.

Todas las fichas mostradas a continuación han sido realizadas a partir del software de modelado 3D Rhinoceros versión 5.0.

### **9.1. Detalle de los modelos**

Se muestran los modelos extraídos de las extremidades desde diferentes puntos de vista.

- Perfiles mallado extremidad superior.
- Perfiles extremidad superior realista.
- Perfiles mallado extremidad inferior.
- Perfiles extremidad inferior realista.

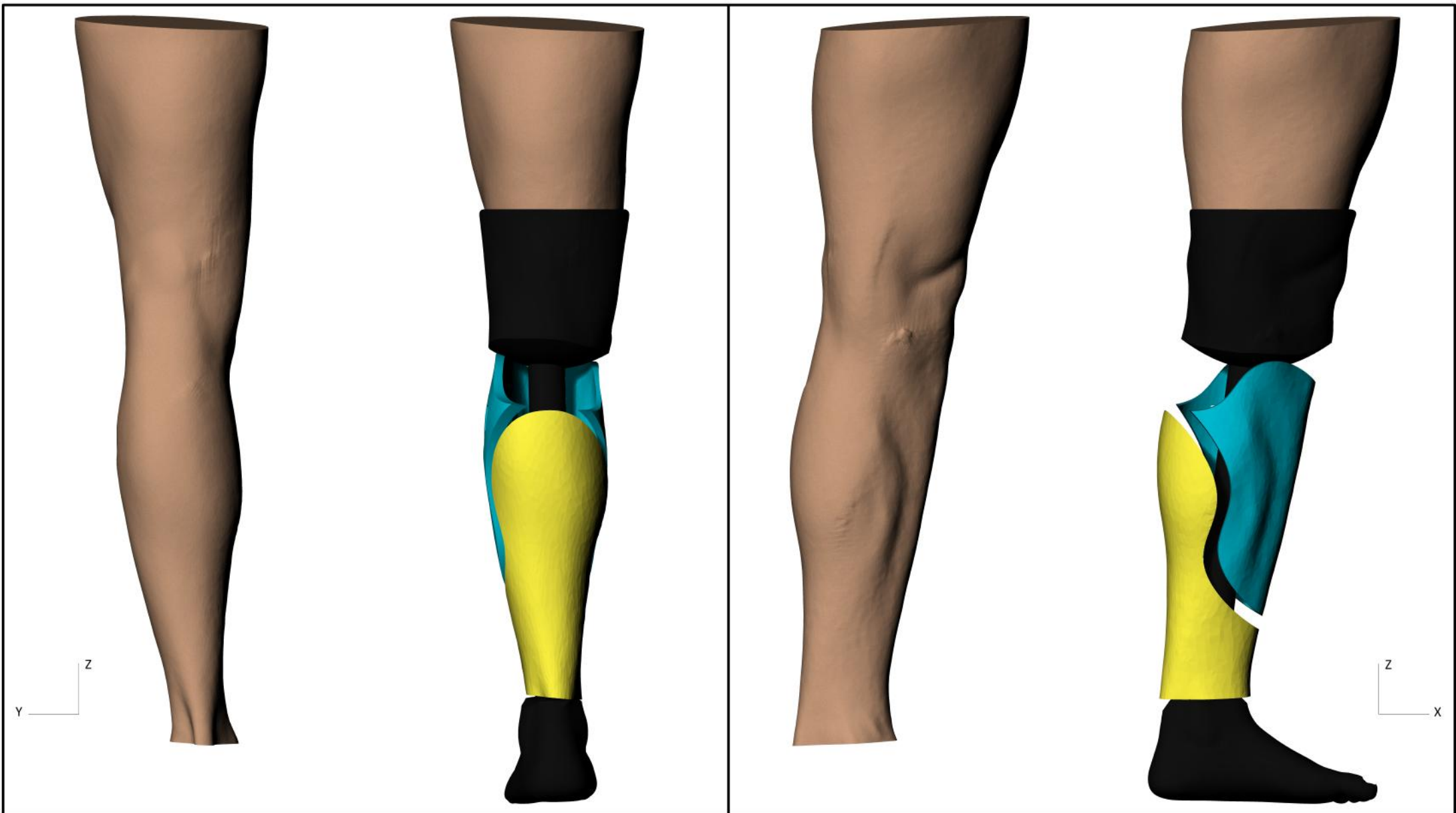


## **9.2. Recubrimientos protésicos**

A lo largo del presente TFM se ha expuesto en diversas ocasiones algunas de las distintas posibilidades que pueden ofrecer los equipos escáner 3D en aplicaciones protésicas. A continuación se muestra una posible propuesta de aplicación del modelo 3D de la extremidad inferior, con el diseño de un recubrimiento protésico, o carcasa, personalizado. Se trata del desarrollo y diseño de una carcasa tibial personalizada.

Las fichas que se presentan a continuación, muestran el detalle de un recubrimiento protésico tibial para lo que sería un amputado por debajo de la rodilla. Dicho recubrimiento mantiene las dimensiones de la pierna real, a la vez que sigue una propuesta de línea decorativa.

- Vista frontal - Modelo original/ Recubrimiento protésico personalizado.
- Vista derecha - Modelo original/ Recubrimiento protésico personalizado.
- Vista posterior - Modelo original/ Recubrimiento protésico personalizado.
- Vista izquierda - Modelo original/ Recubrimiento protésico personalizado.
- Perfiles recubrimiento protésico personalizado.
- Vistas frontal e izquierda- Modelo original/ Modelo protésico personalizado completo.
- Vistas posterior y derecha - Modelo original/ Modelo protésico personalizado completo.
- Perfiles modelo protésico personalizado completo.



**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**VISTAS POSTERIOR Y DERECHA - MODELO  
ORIGINAL/ MODELO PROTÉSICO  
PERSONALIZADO COMPLETO**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

TEXTURA:  
**Piel humana - Pierna**

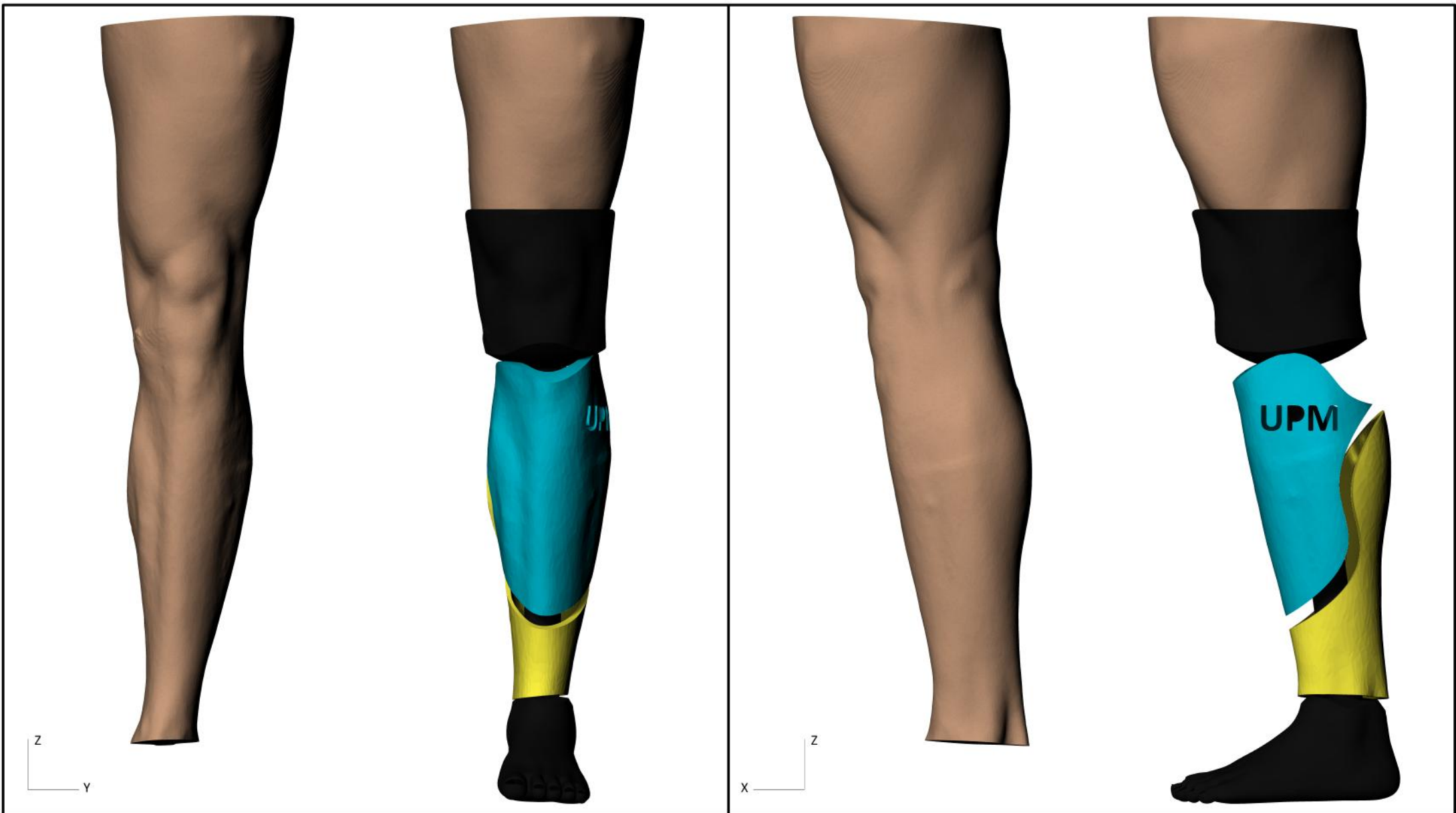
**Ácido poliláctico -  
Azul/Amarillo: Carcasa  
Negro: Socket/Pilar protésico/Pie**

ESCALA: **1:5**

FECHA: **Enero 2015**

Nº FICHA: **7 de 8**





**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid

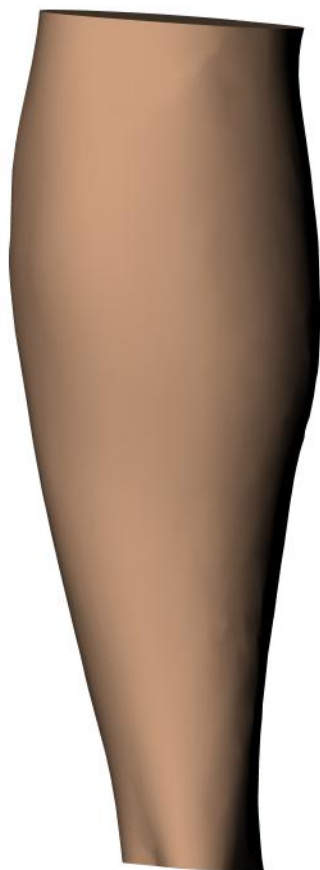


Denominación de ficha:

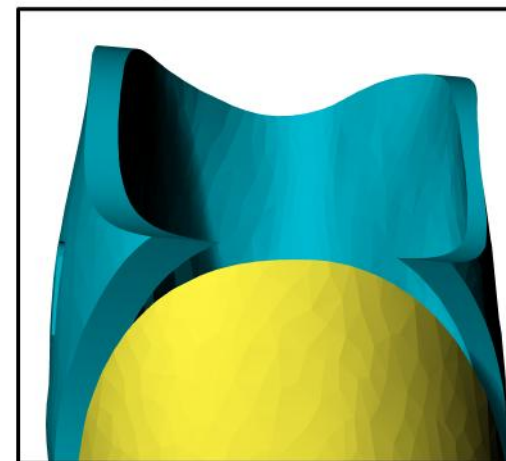
**VISTAS FRONTAL E IQUIERDA - MODELO  
ORIGINAL/ MODELO PROTÉSICO  
PERSONALIZADO COMPLETO**

50 mm    0    150 mm    300 mm

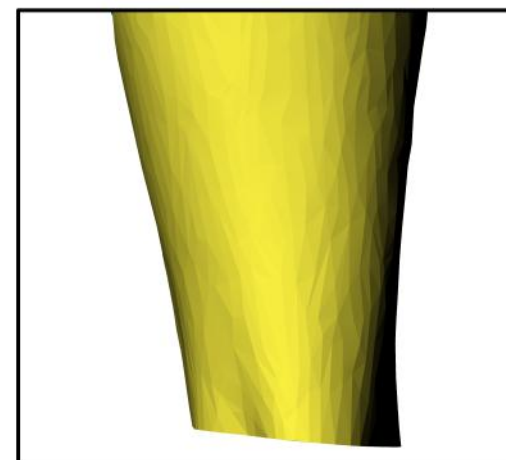
AUTOR: <b>Adrián Martínez Fernández</b>	
TUTORA: <b>Mercedes Farjas Abadía</b>	COLABORADOR: <b>Topoingeo S.L.</b>
TEXTURA: <b>Piel humana - Pierna</b>	
<b>Ácido poliláctico - Azul/Amarillo: Carcasa</b>	
<b>Negro: Socket/Pilar protésico/Pie</b>	
ESCALA: <b>1:5</b>	FECHA: <b>Enero 2015</b>
Nº FICHA: <b>6 de 8</b>	



Detalle superior



Detalle inferior



**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**VISTA POSTERIOR - MODELO ORIGINAL/  
RECUBRIMIENTO PROTÉSICO PERSONALIZADO**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

EQUIPO ESCÁNER 3D: **Artec MHT**

PRECISIÓN ESPACIAL: **0,1 mm**

TEXTURA: **Ácido poliláctico**

RESOLUCIÓN ESPACIAL: **0,5 mm**

ESCALA: **1:3**

FECHA: **Enero 2015**

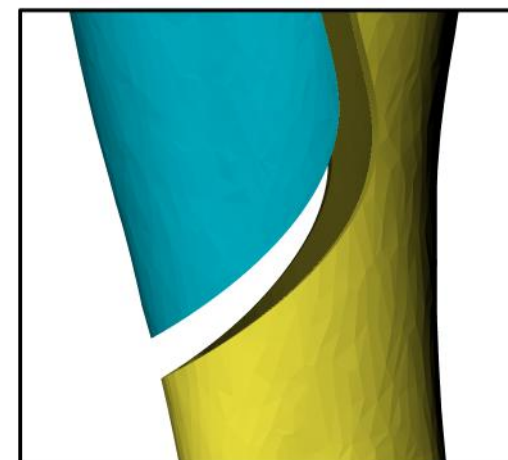
Nº FICHA: **3 de 8**



Detalle superior



Detalle inferior



**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Univ. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**VISTA IZQUIERDA - MODELO ORIGINAL/  
RECUBRIMIENTO PROTÉSICO PERSONALIZADO**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

EQUIPO ESCÁNER 3D: **Artec MHT**

PRECISIÓN ESPACIAL: **0,1 mm**

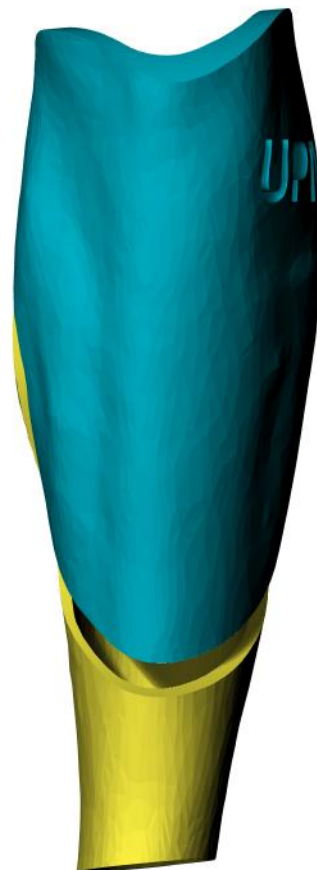
TEXTURA: **Ácido poliláctico**

RESOLUCIÓN ESPACIAL: **0,5 mm**

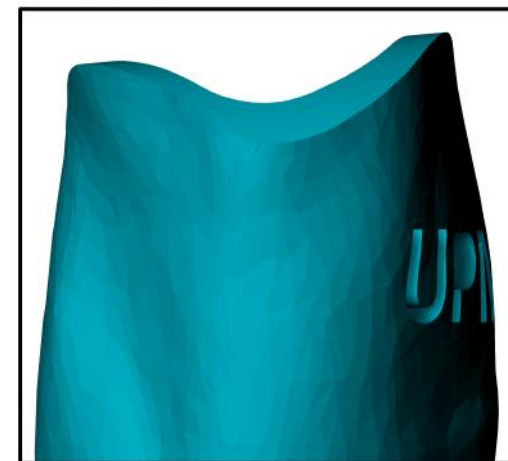
ESCALA: **1:3**

FECHA: **Enero 2015**

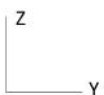
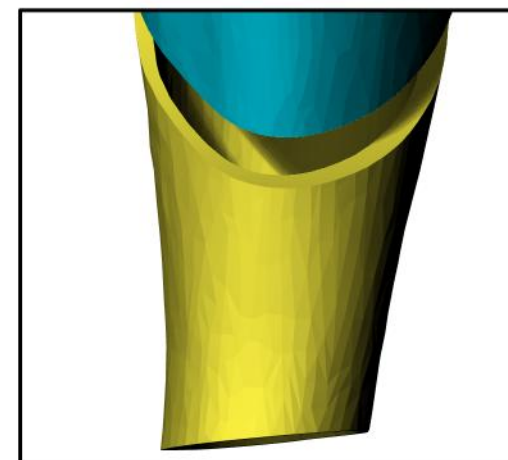
Nº FICHA: **2 de 8**



Detalle superior



Detalle inferior



**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**VISTA FRONTAL - MODELO ORIGINAL/  
RECUBRIMIENTO PROTÉSICO PERSONALIZADO**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

EQUIPO ESCÁNER 3D: **Artec MHT**

PRECISIÓN ESPACIAL: **0,1 mm**

TEXTURA: **Ácido poliláctico**

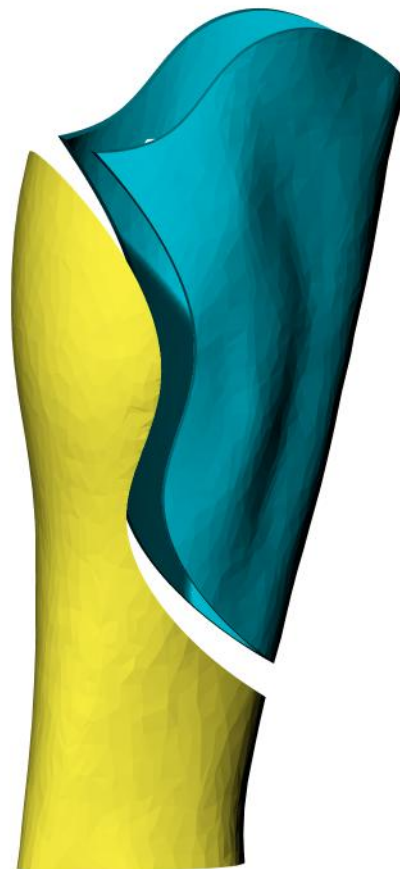
RESOLUCIÓN ESPACIAL: **0,5 mm**

ESCALA: **1:3**

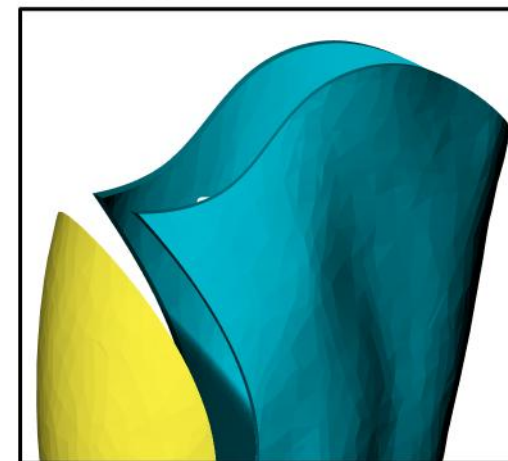
FECHA: **Enero 2015**

Nº FICHA: **1 de 8**





Detalle superior



Detalle inferior



**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**VISTA DERECHA - MODELO ORIGINAL/  
RECUBRIMIENTO PROTÉSICO PERSONALIZADO**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

EQUIPO ESCÁNER 3D: **Artex MHT**

PRECISIÓN ESPACIAL: **0,1 mm**

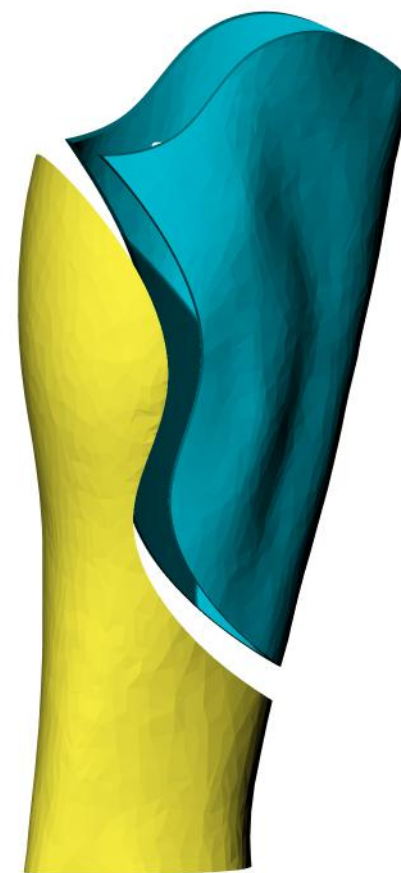
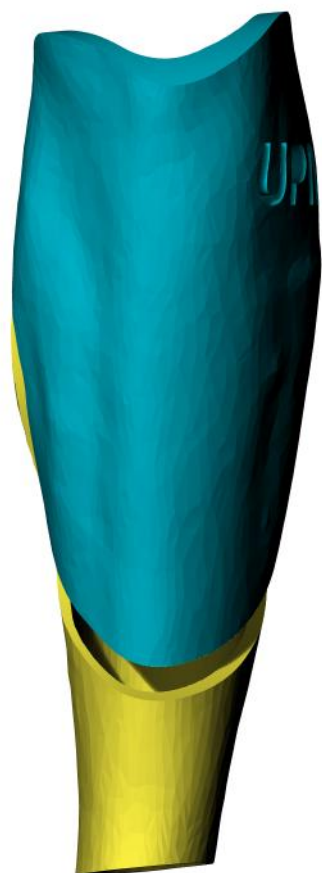
TEXTURA: **Ácido poliláctico**

RESOLUCIÓN ESPACIAL: **0,5 mm**

ESCALA: **1:3**

FECHA: **Enero 2015**

Nº FICHA: **4 de 8**



**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**PERFILES RECUBRIMIENTO PROTÉSICO  
PERSONALIZADO**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

EQUIPO ESCÁNER 3D: **Artec MHT**

PRECISIÓN ESPACIAL: **0,1 mm**

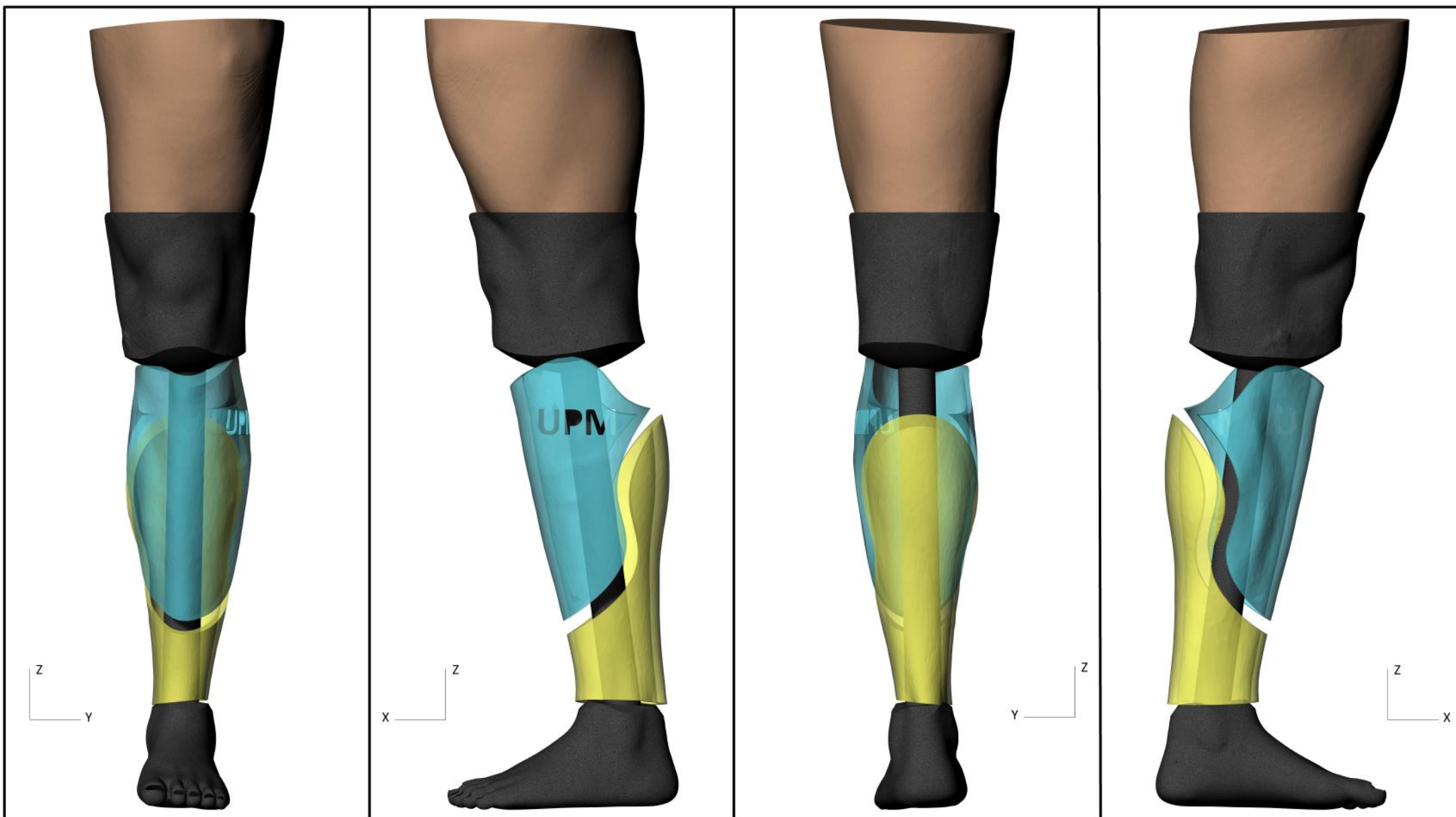
TEXTURA: **Ácido poliláctico**

RESOLUCIÓN ESPACIAL: **0,5 mm**

ESCALA: **1:3**

FECHA: **Enero 2015**

Nº FICHA: **5 de 8**



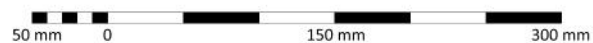
**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**PERFILES MODELO PROTÉSICO PERSONALIZADO  
COMPLETO - RECUBRIMIENTO DE PLÁSTICO**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

TEXTURA: **Plástico - Carcasa**  
**Piel humana - Pierna**

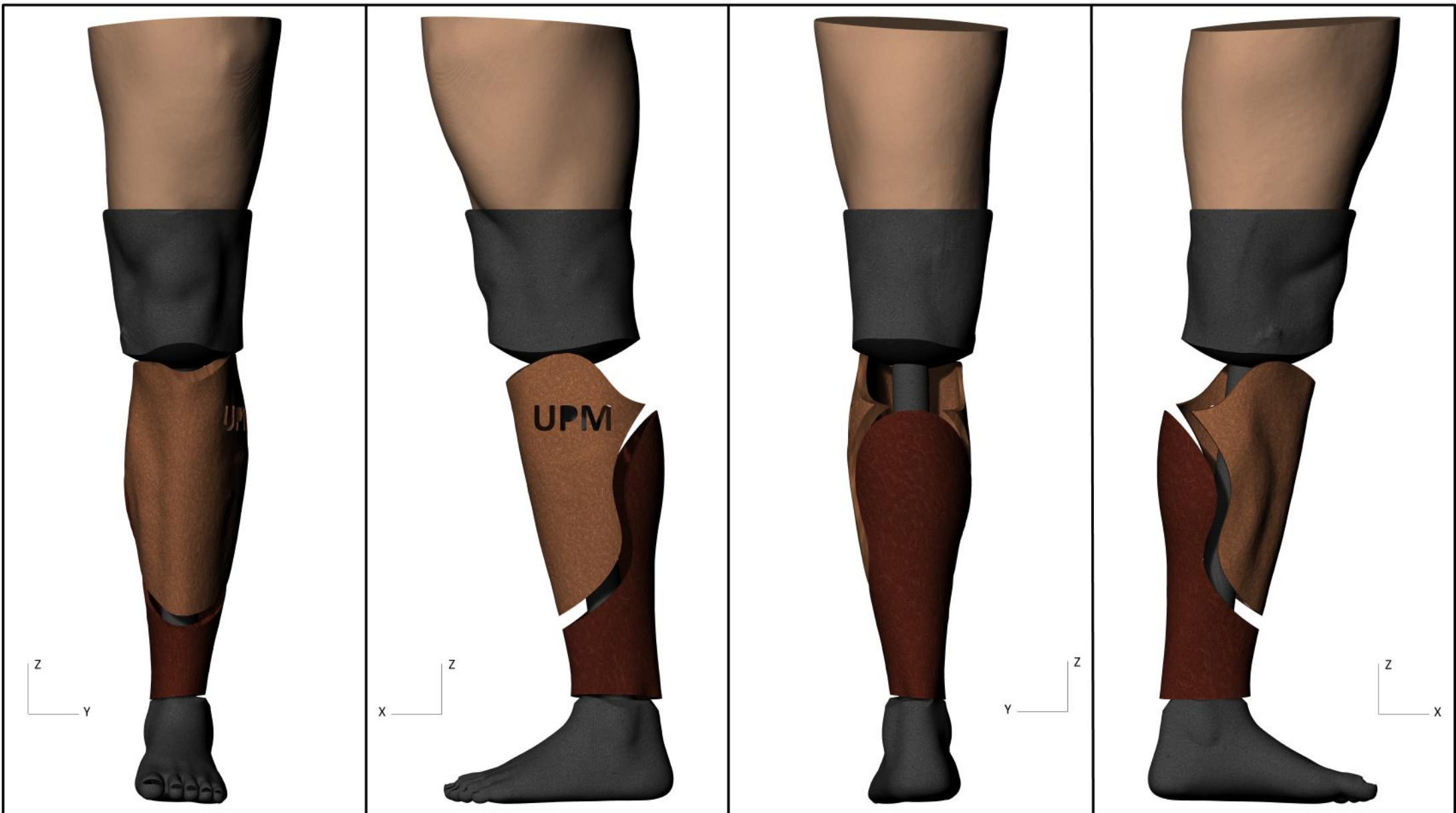
**Fibra de carbono -**  
**Socket/ Pilar protésico/ Pie**

ESCALA: **1:5**

FECHA: **Enero 2015**

Nº FICHA: **3 de 4**





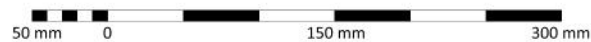
**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**PERFILES MODELO PROTÉSICO PERSONALIZADO  
COMPLETO - RECUBRIMIENTO DE MADERA**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

TEXTURA: **Madera - Carcasa  
Piel humana - Pierna**

**Fibra de carbono -  
Socket/ Pilar protésico/ Pie**

ESCALA: **1:5**

FECHA: **Enero 2015**

Nº FICHA: **2 de 4**





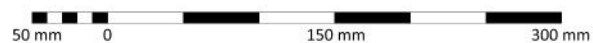
**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**PERFILES MODELO PROTÉSICO PERSONALIZADO  
COMPLETO - RECUBRIMIENTO DE CUERO**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

TEXTURA:

**Cuero - Carcasa  
Piel humana - Pierna**

**Fibra de carbono -  
Socket/ Pilar protésico/ Pie**

ESCALA:

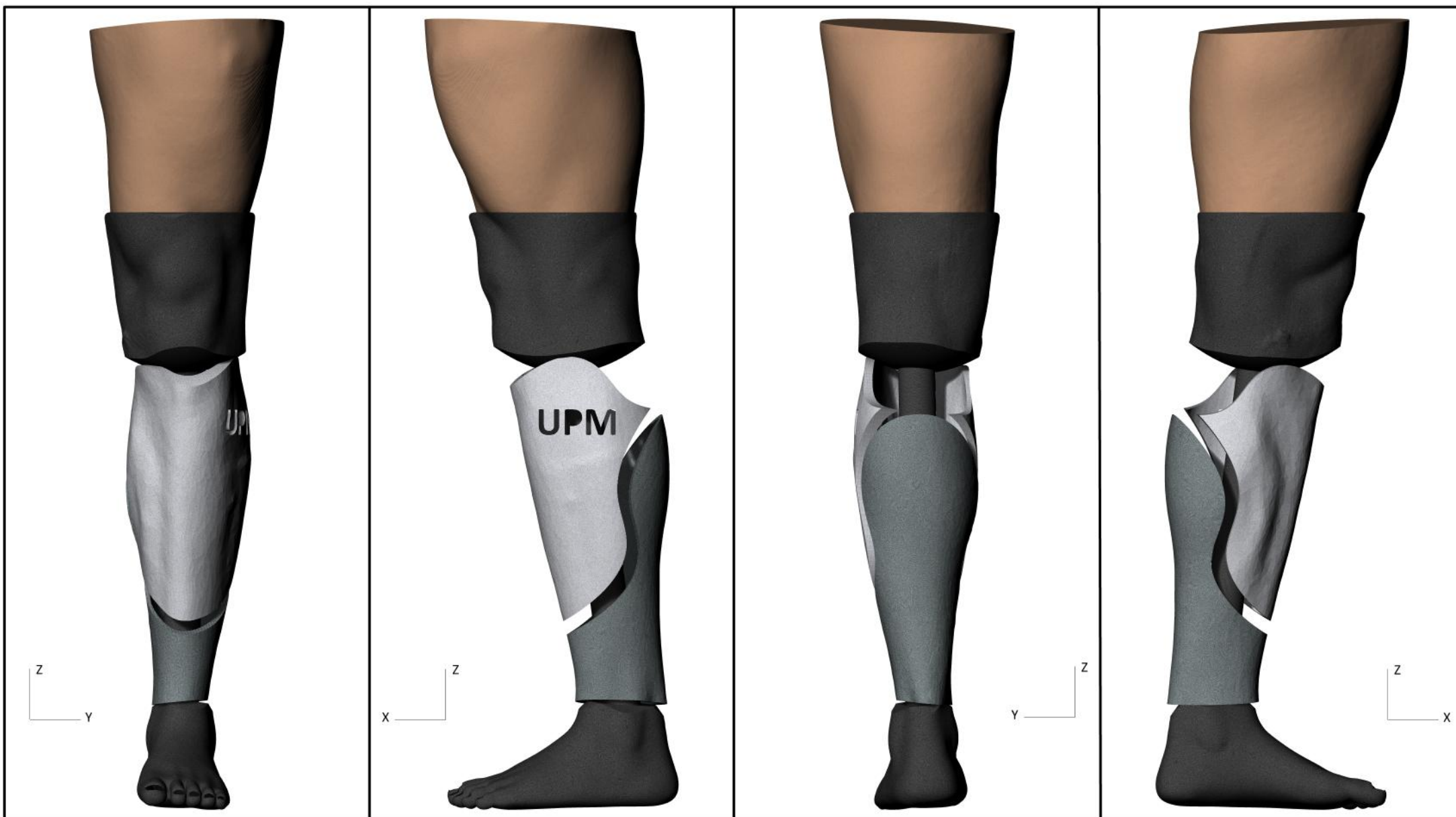
**1:5**

FECHA:

**Enero 2015**

Nº FICHA:

**4 de 4**



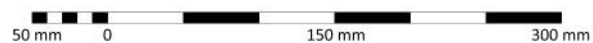
**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**PERFILES MODELO PROTÉSICO PERSONALIZADO  
COMPLETO - RECUBRIMIENTO DE ALUMINIO**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

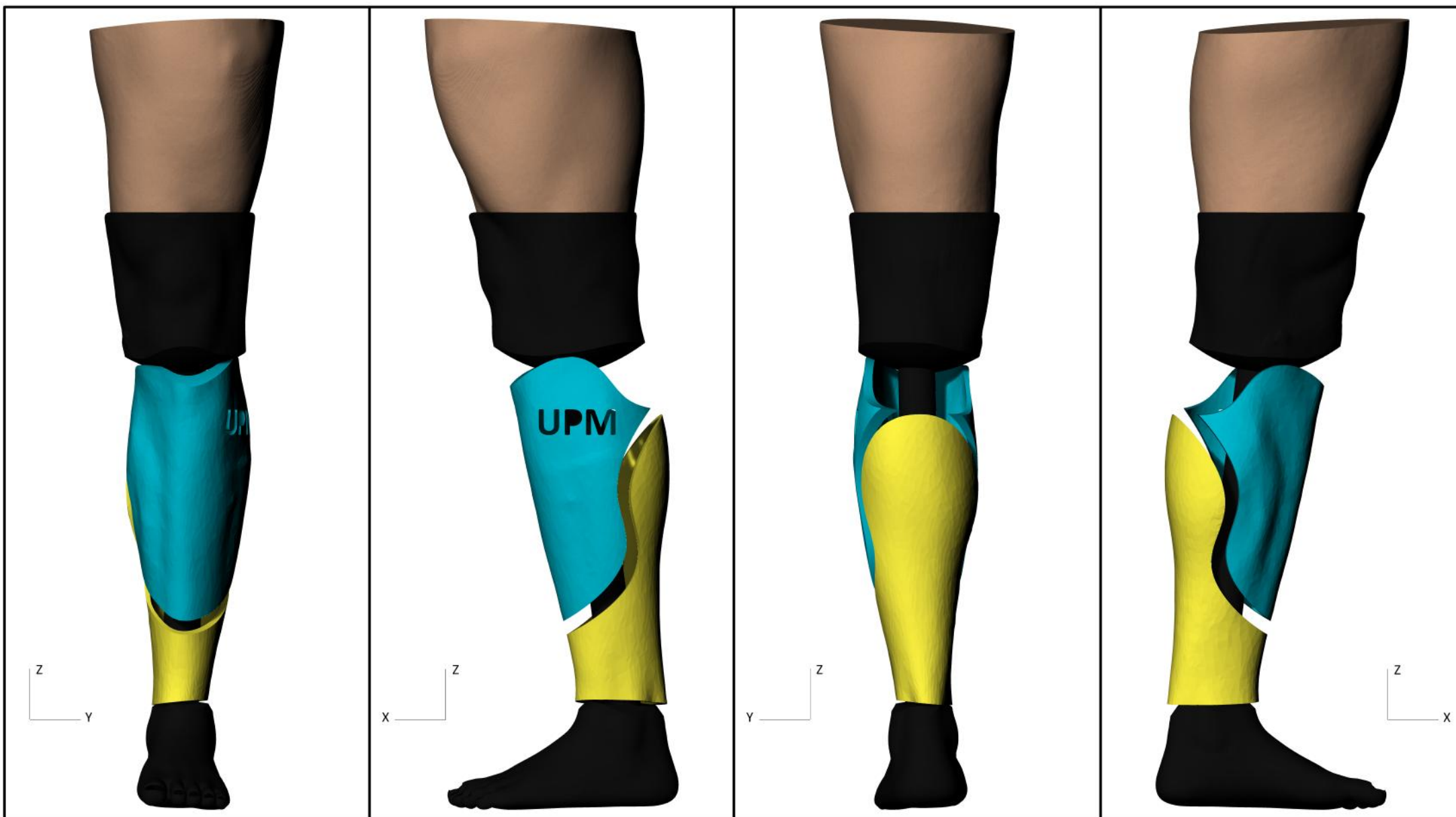
TEXTURA: **Aluminio - Carcasa  
Piel humana - Pierna**

**Fibra de carbono -  
Socket/ Pilar protésico/ Pie**

ESCALA: **1:5**

FECHA: **Enero 2015**

Nº FICHA: **1 de 4**



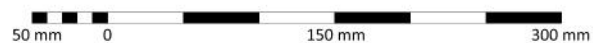
**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**PERFILES MODELO PROTÉSICO PERSONALIZADO  
COMPLETO**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

TEXTURA:  
**Piel humana - Pierna**

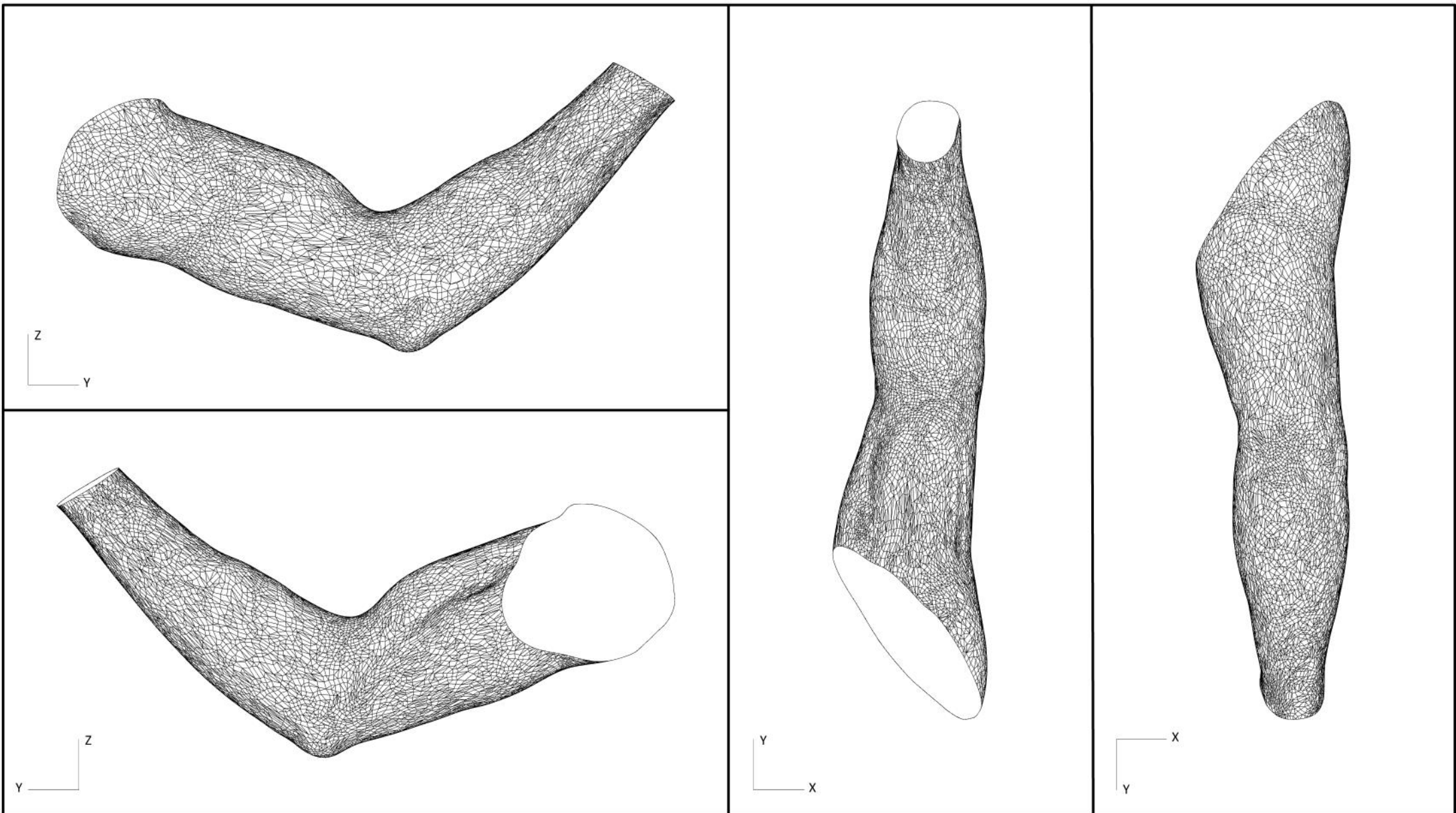
**Ácido poliláctico -  
Azul/Amarillo: Carcasa  
Negro: Socket/Pilar protésico/Pie**

ESCALA: **1:5**

FECHA: **Enero 2015**

Nº FICHA: **8 de 8**





**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**PERFILES MALLADO EXTREMIDAD SUPERIOR**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

EQUIPO ESCÁNER 3D: **Artec MHT**

PRECISIÓN ESPACIAL: **0,1 mm**

TEXTURA: **Extructura alámbrica**

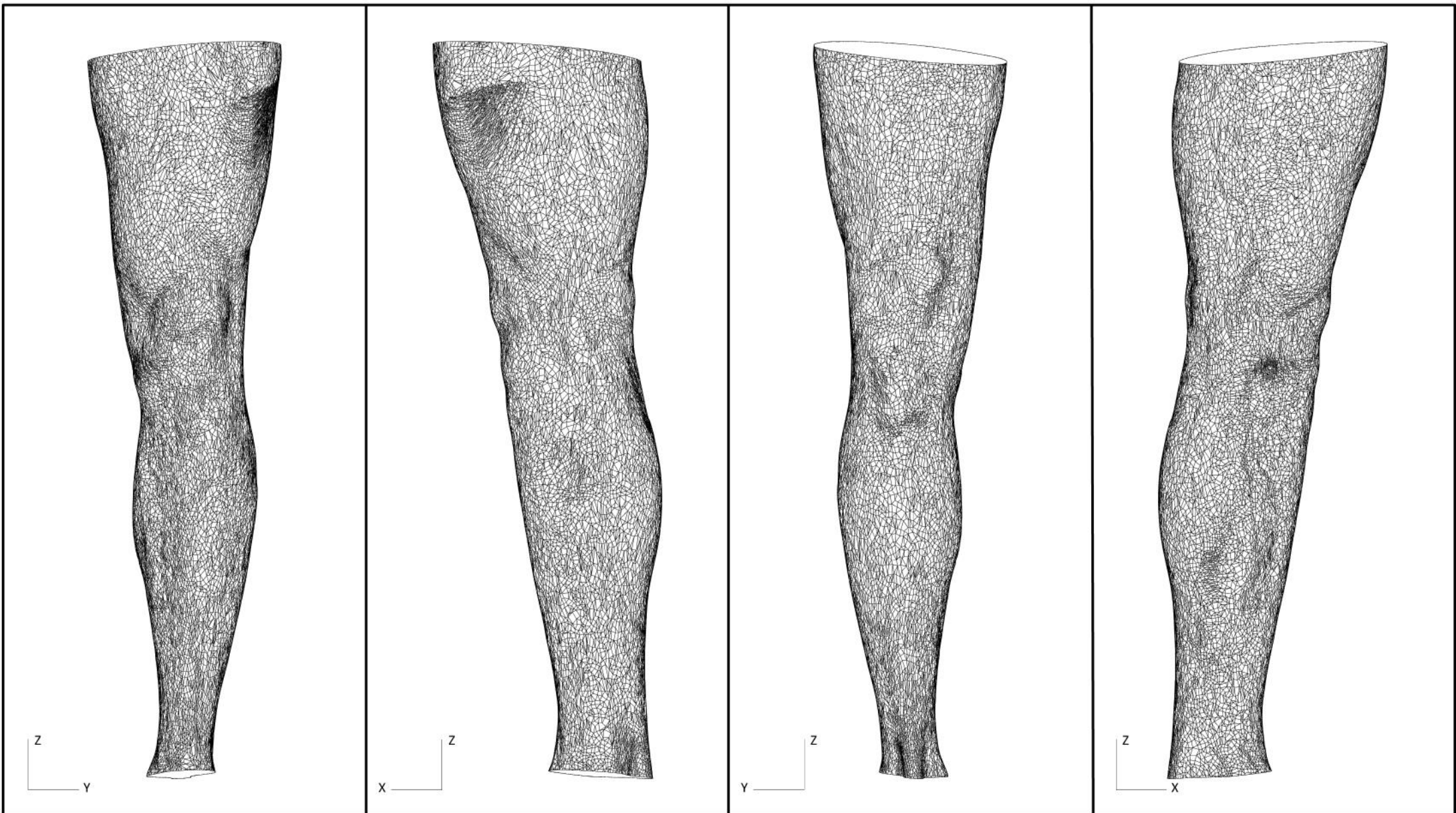
RESOLUCIÓN ESPACIAL: **0,5 mm**

ESCALA: **1:4**

FECHA: **Enero 2015**

Nº FICHA: **1 de 4**





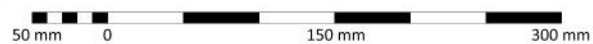
**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**PERFILES MALLADO EXTREMIDAD INFERIOR**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

EQUIPO ESCÁNER 3D: **Artec MHT**

PRECISIÓN ESPACIAL: **0,1 mm**

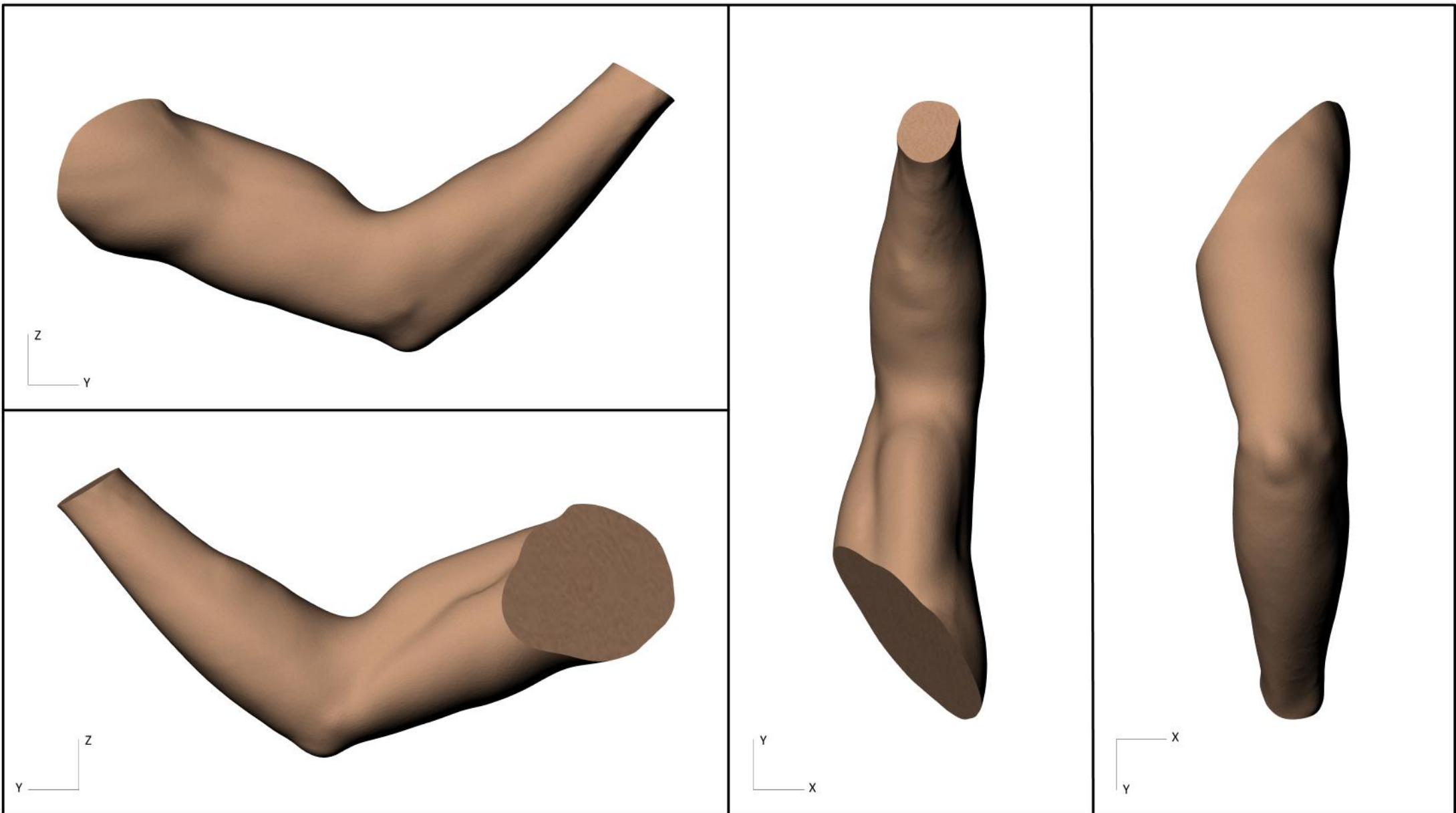
TEXTURA: **Extructura alámbrica**

RESOLUCIÓN ESPACIAL: **0,5 mm**

ESCALA: **1:5**

FECHA: **Enero 2015**

Nº FICHA: **3 de 4**



**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**PERFILES EXTREMIDAD SUPERIOR REALISTA**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

EQUIPO ESCÁNER 3D: **Artec MHT**

PRECISIÓN ESPACIAL: **0,1 mm**

TEXTURA: **Piel humana**

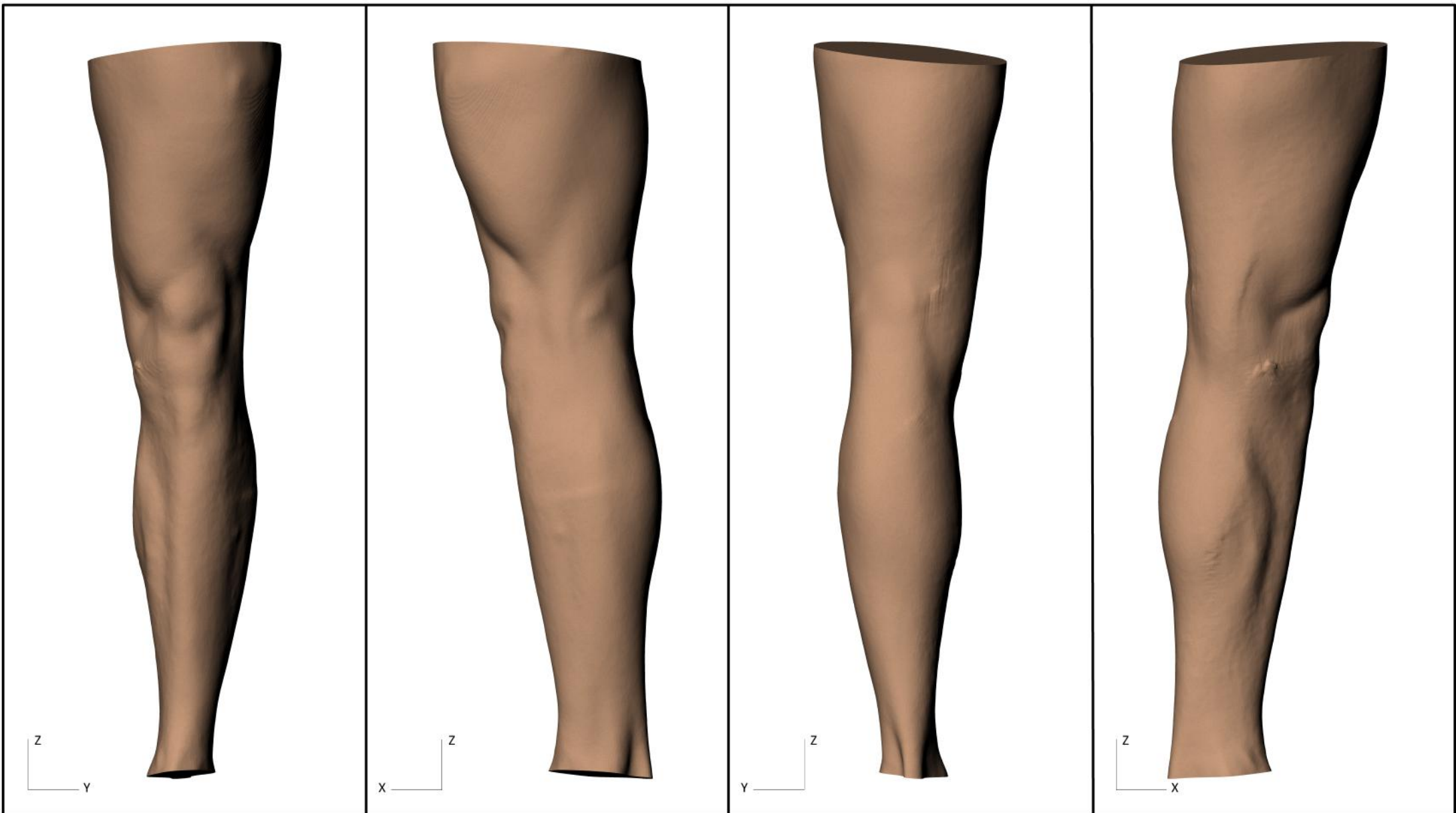
RESOLUCIÓN ESPACIAL: **0,5 mm**

ESCALA: **1:4**

FECHA: **Enero 2015**

Nº FICHA: **2 de 4**





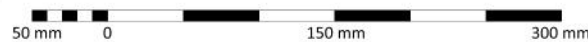
**DESARROLLO DE PRÓTESIS ORTOPÉDICAS  
PERSONALIZADAS MEDIANTE TECNOLOGÍAS  
LÁSER ESCÁNER 3D**

Máster Unv. en Ingeniería Geodésica y Cartografía  
ETSI Topografía, Geodésia y Cartografía  
Universidad Politécnica de Madrid



Denominación de ficha:

**PERFILES EXTREMIDAD INFERIOR REALISTA**



AUTOR:

**Adrián Martínez Fernández**

TUTORA: **Mercedes Farjas Abadía**

COLABORADOR: **Topoingeo S.L.**

EQUIPO ESCÁNER 3D: **Artec MHT**

PRECISIÓN ESPACIAL: **0,1 mm**

TEXTURA: **Piel humana**

RESOLUCIÓN ESPACIAL: **0,5 mm**

ESCALA: **1:5**

FECHA: **Enero 2015**

Nº FICHA: **4 de 4**



POLITÉCNICA

Trabajo Fin de Máster

*“Desarrollo de prótesis ortopédicas personalizadas mediante tecnologías láser escáner 3D”*





### **9.2.1. Propuesta de materiales**

A continuación, se muestran los modelos propuestos en el apartado anterior renderizados con texturas de algunos los materiales más comunes en la fabricación de recubrimientos protésicos.

- Perfiles modelo protésico personalizado completo - Recubrimiento de aluminio.
- Perfiles modelo protésico personalizado completo - Recubrimiento de madera.
- Perfiles modelo protésico personalizado completo - Recubrimiento de plástico.
- Perfiles modelo protésico personalizado completo - Recubrimiento de cuero.



POLITÉCNICA

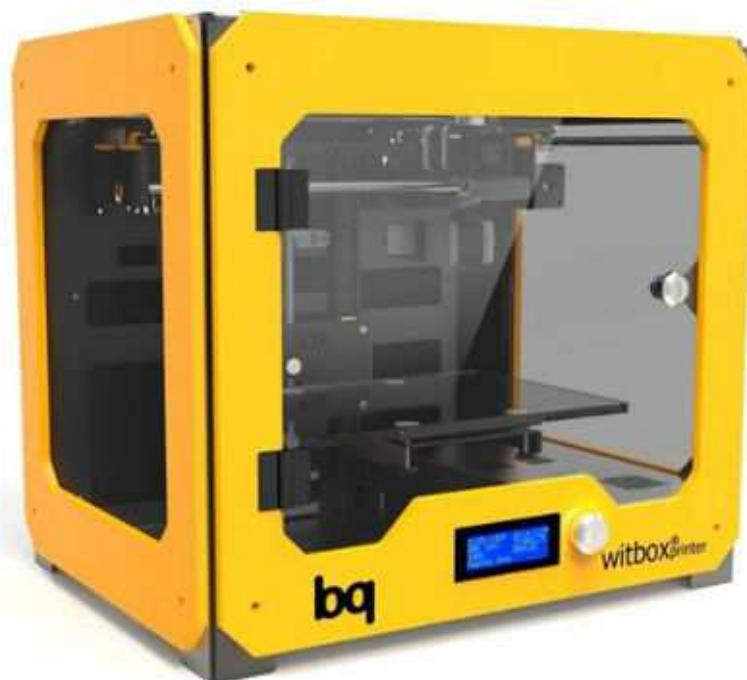
Trabajo Fin de Máster

*“Desarrollo de prótesis ortopédicas personalizadas mediante tecnologías láser escáner 3D”*

### 9.3. Modelos en soporte físico

La acogida de las recientes impresoras 3D, más económicas, precisas y rápidas, en el mundo del diseño, ha ofrecido un gran avance en el diseño y desarrollo de prótesis personalizadas de todo tipo. Tanto es así que queremos mostrar como resultado final los modelos de las extremidades en soporte físico y, comprobar con ello, la capacidad de complementación de los equipos láser escáner 3D y las impresoras 3D.

La impresora a emplear para tal fin es la facilitada por la ETSI Topografía, Geodesia y Cartografía. La impresora 3D es del modelo ‘bq Witbox’.



[Figura 32]. Impresora 3D ‘bq Witbox’. bq. Obtenido de <http://www.bq.com/es/productos/witbox.html>. (Enero del 2014).

#### Especificaciones técnicas

Electrónica	<b>Ramps 1.4</b> <b>Pantalla LCD con encoder rotativo con pulsador para la navegación</b> <b>Cartucho calefactor 40W 12V</b>
Resolución	<b>Alta 50 micras</b> <b>Media 200 micras</b> <b>Baja 300 micras</b>



Velocidad de impresión	<b>Velocidad recomendada 60 mms</b> <b>Velocidad máx. recomendada 80 mm/s</b> <b>Diámetro filamento 1,75 mm</b>
Dimensiones	<b>Área de impresión: DIN A4 x 20 cm de</b> <b>Impresora: largo 505 mm, ancho 388 mm,</b> <b>alto 450 mm</b> <b>Caja: 64cm x 55cm x 65cm</b>
Materiales de impresión	<b>PLA (Ácido poliláctico)</b>
Mecánica general	<b>Bastidor de acero pintado al polvo</b> <b>Barras de cromo duro para los carros X,Y,Z</b> <b>Casquillos Igus para X,Y,Z</b> <b>Cadenas portacables Igus</b> <b>Husillo Igus para el eje Z con acoplamiento a motor flexible</b> <b>Partes móviles y soportes en acero pintado al polvo</b> <b>Sistema de nivelado de base de impresión con 3 puntos y amortiguación</b> <b>Base fría de cristal templado tamaño A4</b> <b>Sistema de cambio rápido de base de impresión con imanes de neodimio</b>
Mecánica extrusor	<b>Extrusor único</b> <b>Extrusor de diseño propio</b> <b>Boquillas de 0.4 mm</b> <b>Toberas de refrigeración de pieza</b>
Seguridad	<b>Máquina cerrada con seguridad en puerta</b>
Software	<b>Firmware Marlin preconfigurado</b> <b>Hosts compatibles Repetier, Pronterface, Cura, ReplicatorG</b> <b>Slic3r (recomendado y preconfigurado)</b> <b>Skeinforge</b>
Comunicaciones	<b>Lector de tarjetas SD y tarjeta de 4 GB incluida</b> <b>Puerto USB</b>

A través del programa de control de impresión 3D 'CURA 10.09', se establecen las propiedades de extrusión del plástico (PLA –Ácido poliláctico) para la generación de los modelos finales importados en formato .STL.



### Especificaciones de impresión

Calidad	Altura de cada capa del modelo 0.1 mm Grosor capa exterior del modelo 0.8 mm
Relleno	Densidad relleno 20% Espesor inferior/superior modelo 1 mm
Velocidad y temperatura	Velocidad de impresión 60 mm/s Temperatura de impresión 210 °C
Apoyo	Apoyo general Plataforma de apoyo Raft
Filamento	Diámetro 1,75 mm Flujo 100%
Escala modelos	Escalado a 1:3

Finalmente, los modelos de precisión submilimétrica de unos 200 gramos de peso, se generan en 26 horas de impresión aproximadamente, tras consumir unos 70 metros de filamento de plástico.



[Figura 33]. **Proceso de impresión de los modelos.** Fuente Propia.



## 10.BIBLIOGRAFÍA

- Agencia Flamenca del programa europeo Leonardo. (2008). 'Teoría y práctica del Escaneado Láser Terrestre. Material de aprendizaje basado en aplicaciones prácticas'. Traductores: J.L. Lerma y J.M. Biosca. Versión 5.
- Márquez, José R. (2010). 'Un tratado sobre el escáner terrestre TLS'. Mecinca. MSEE Columbia University. N.Y. Caracas.
- Ochoa, Andoni. (2013). 'Ensayo y validación de las técnicas de modelización 3D de objeto cercano aplicadas a piroclastos de la erupción del volcán hierro de la isla de El Hierro en 2011'. TFM de la titulación Máster Univ. en Ingeniería Geodésica y Cartografía de la Universidad Politécnica de Madrid. Tutora: Farjas, Mercedes. Trabajo no publicado.
- Romeral, Fabio. (2014). 'Flujo de trabajo en proyectos de modelización 3D con equipos laser escáner'. PFC de la titulación Ingeniería Técnica en Topografía de la Universidad Politécnica de Madrid. Tutora: Farjas, Mercedes. Trabajo no publicado.
- Contreras, Ainara. (2014). 'Obtención del modelo 3D de la azotea de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación de la Universidad Politécnica de Madrid, mediante tecnología escaner 3D'. PFC de la titulación Ingeniería Técnica en Topografía de la Universidad Politécnica de Madrid. Tutora: Farjas, Mercedes. Trabajo no publicado.
- Wheeler, Andrew. (2014). '3D Scanning, Software and Printing Obliterate Cost and Increase Quality of Eye Prostheses'. Artículo de 3D Printing Industry. Disponible en <http://3dprintingindustry.com/2014/10/22/3d-scan-eye-prostheses/>
- Angrish, Atin. (2013). '3D Printing In Biomedical Applications: Overview And Opportunities'. Artículo de MED Device Online. Disponible en <http://www.meddeviceonline.com/doc/d-printing-in-biomedical-applications-overview-and-opportunities-0001>
- Canton, Christina. (2014). '3D Printing solves Orthopedic problems'. Artículo de Think 3D. Disponible en <http://www.think3d.in/3d-printing-solves-orthopedic-problems/>
- Arrowsmith, Ranica. (2014). '3-D Scanners Improve Orthopedic Patient Experience and Increase Manufacturing Efficiency'. Artículo de Medical Product Outsourcing – MPO. Disponible en [http://www.mpo-mag.com/contents/view\\_online-exclusives/2014-07-29/3-d-scanners-improve-orthopedic-patient-experience-and-increase-manufacturing-efficiency/](http://www.mpo-mag.com/contents/view_online-exclusives/2014-07-29/3-d-scanners-improve-orthopedic-patient-experience-and-increase-manufacturing-efficiency/)



- Singer, Emily. (2007). 'Prosthetic Limbs That Can Feel'. Artículo de MIT Technology Review. Disponible en <http://www.technologyreview.com/news/409100/prosthetic-limbs-that-can-feel/>
- Rosenwald, Michael. (2009). 'A Lifelike Prosthetic Arm'. Artículo de MIT Technology Review. Disponible en <http://www.technologyreview.com/review/413132/a-lifelike-prosthetic-arm/>
- 3D Printing Applications - 3ders. (2014). 'US Army invests in 3D bioprinting for skin repair and organ reconstruction'. Artículo de 3ders. Disponible en <http://www.3ders.org/articles/20140711-us-army-invests-in-3d-bioprinting-for-skin-repair-and-organ-reconstruction.html>
- Norton, Kim. (2007). 'Un breve recorrido por la historia de la protésica'. Revista inMotion de Amputee Coalition. Volumen 17. Número 7. Disponible en [http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov\\_dec\\_07/history\\_prosthetics.html](http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.html)
- Dupes, Bill. (2004). 'El cuerpo eléctrico: Los últimos avances de la tecnología biónica'. Revista inMotion de Amputee Coalition. Volumen 14. Número 3. Disponible en [http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/may\\_jun\\_04/body\\_electric.html](http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/may_jun_04/body_electric.html)
- Marks, Linda J. & Michael, John W. (2001). 'Artificial limbs'. US National Library of Medicine. National Institutes of Health - PMC. PMCID: PMC1121287. Disponible en <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1121287/>
- Gh. Pirouzi; N.A. Abu Osman; A. Eshraghi, S. Ali; H. Gholizadeh & W.A.B. Wan Abas. (2014). 'Review of the Socket Design and Interface Pressure Measurement for Transtibial Prosthesis'. The Scientific World Journal. Volumen 2014. ID: 849073. Disponible en <http://www.hindawi.com/journals/tswj/2014/849073/>
- Díaz, José L.; Leal, César; Echevarría, Paloma & Martín, María R. (2013). 'La comunicación entre el personal sanitario y los afectados por una amputación traumática. La sábana por encima'. Revista de Comunicación y Salud – RCyS. Volumen 3. Número 2. Disponible en <http://www.revistadecomunicacionysalud.org/index.php/rcys/article/view/57>
- Tong, Thomas. (2011). '3D Scanners: Laser Versus White Light'. LMI Technologies. Disponible en <http://blog.lmi3d.com/3d-scanners-laser-versus-white-light>
- Colaboradores de Wikipedia. (2014). 'Escáner 3D'. Wikipedia, La enciclopedia libre. Disponible en [http://es.wikipedia.org/wiki/Esc%C3%A1ner\\_3D](http://es.wikipedia.org/wiki/Esc%C3%A1ner_3D) [Visitado en noviembre del 2014].



- Colaboradores de Wikipedia. (2014). ‘Impresión 3D. Wikipedia, La enciclopedia libre. Disponible en [http://es.wikipedia.org/wiki/Impresora\\_3D](http://es.wikipedia.org/wiki/Impresora_3D) [Visitado en diciembre del 2014].
- Asociación de Amputados – ADAEPIS. (2014) ‘Las amputaciones en España’. ADAEPIS. Disponible en <http://www.amputados.com/index.php/las-amputaciones-en-espa%C3%B1a.html#> [Visitado en noviembre del 2014].
- Asociación de Amputados - ADAEPIS. (2014). ‘El estigma social del amputado’. ADAEPIS. Disponible en <http://www.amputados.com/index.php/sobre-nosotros/el-estigma-social.html> [Visitado en noviembre del 2014].
- Advameg – How Products Are Made. (2014). ‘Artificial Limb’. Disponible en <http://www.madehow.com/Volume-1/Artificial-Limb.html> [Visitado en diciembre del 2014].
- International Diabetes Federation - IDF. (2014). Disponible en <http://www.idf.org/?language=en> [Visitado en noviembre del 2014].
- Artec Group - Artec 3D scanners. (2014). Disponible en <http://www.artec3d.com/> [Visitado en diciembre del 2014]
- bq – bq Witbox. (2014). Disponible en <http://www.bq.com/es/productos/witbox.html> [Visitado en diciembre del 2014].
- Amputee Coalition. (2014). Disponible en <http://www.amputee-coalition.org/> [Visitado en noviembre del 2014].





POLITÉCNICA

Trabajo Fin de Máster

*“Desarrollo de prótesis ortopédicas personalizadas mediante tecnologías láser escáner 3D”*